

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

"In-vitro-Untersuchung des Einflusses des Gerüstdesigns und der Randpassung
auf das Versagenverhalten von Einzelzahnkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik."

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Daniela Steiger

2010

Dekan: Prof. Dr. Bernhard Weber
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Gerhard Handel
2. Berichterstatter: PD Dr. Claudia Reicheneder
Tag der mündlichen Prüfung: 15. Juni 2010

Meinen Eltern und meinem Bruder in großer Dankbarkeit gewidmet

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Patent oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung.....	7
1.1. Chemische Eigenschaften von Zirkonoxidkeramik	8
1.2. Mechanische Eigenschaften von Zirkonoxidkeramik	11
1.3. Verarbeitung von Zirkonoxidkeramik.....	12
1.4. Problematik von Restaurationen aus Zirkonoxidkeramik	14
2. Werkstoffkundliche Grundlagen	16
2.1. Dentalkeramiken	16
2.1.1. Allgemeines	16
2.1.2. Zusammensetzung von Dentalkeramiken	18
2.1.3. Einteilung von Dentalkeramiken	21
2.1.4. Vollkeramische Systeme	22
2.1.5. Äußere Einflüsse auf vollkeramische Restaurationen	25
2.1.6. Das Cercon System von Degudent	28
2.1.7. Verblendung von Oxidkeramiken.....	33
2.2. Befestigung der vollkeramischen Versorgung	36
2.2.1. Allgemeines	36
2.2.2. Zinkphosphatzement.....	37
3. Material und Methode	40
3.1. Übersicht	40
3.2. Herstellung der Antagonisten	41
3.3. Kronenherstellung	42
3.3.1. Zahnherstellung	42
3.3.2. Gerüstherstellung.....	43
3.3.3. Verblendung	45
3.3.4. Zementierung.....	46
3.4. Bewegliches Sockeln	47
3.5. Kausimulation	48

4. Auswertung.....	50
4.1. Abformung	50
4.2. Einscannen der Gipsreplikas	50
4.3. Rasterelektronenmikroskop	53
4.4. Visuelle Betrachtung und Dokumentation	54
5. Ergebnisse	56
5.1. Laserscan 3D Pro und visuelle Betrachtung	56
5.2. Rasterelektronenmikroskop	64
6. Diskussion.....	68
6.1. Zahnmodell	68
6.2. Präparation	70
6.3. Gerüstherstellung.....	71
6.4. Gerüstdimensionierung	73
6.5. Verblendung und ihre Auswirkungen auf das Gesamtsystem.....	75
6.6. Zementierung.....	80
6.7. Kausimulation	82
6.8. Antagonist.....	84
6.9. Ergebnisse.....	86
7. Zusammenfassung.....	88
8. Literaturverzeichnis.....	90
9. Abbildungsverzeichnis.....	107
10. Tabellenverzeichnis.....	109
11. Materialverzeichnis	110
12. Danksagung	112
13. Lebenslauf	113

1. EINLEITUNG

Durch den in der Gesellschaft vollzogenen Wertewandel gewinnt die Ästhetik immer mehr an Bedeutung – auch in der Zahnheilkunde. Nicht nur Funktionalität und Tragekomfort sind wichtig, die Restauration sollte auch natürlich aussehen.

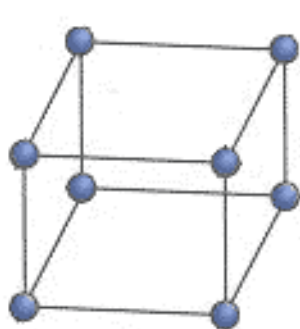
Hinsichtlich dieser Tatsache gewinnt Keramik an Beliebtheit, zumal durch eine langjährige und intensive Forschung anfängliche Probleme wie beispielsweise zu niedrige Bruchwerte oder lange Fertigungszeiten größtenteils behoben werden konnten.

Neben der traditionellen und bewährten Metallkeramik existiert nun eine neue Möglichkeit, welche auch zunehmend an Bedeutung gewinnt, die Vollkeramik auf CAD/CAM-Basis. Obwohl sich die Metallkeramik bezüglich ihrer hervorragenden mechanischen Eigenschaften bewährt hat, weist sie jedoch vor allem im Frontzahnbereich ästhetische Defizite durch freiliegende oder durchscheinende Metallränder auf. Diesem Problem kann mit einer vollkeramischen Versorgung begegnet werden. Vor allem seit der Einführung sogenannter Hochleistungskeramiken wie Zirkonoxidkeramik und Aluminiumoxidkeramik besteht die Möglichkeit, sogar mehrgliedrige vollkeramische Brückenkonstruktionen herzustellen.

Es gibt eine Vielzahl an Möglichkeiten, eine vollkeramische Versorgung herzustellen. Eine davon ist die Herstellung eines Zirkonoxidkeramikgerüsts mittels eines CAD/CAM-Systems, welches anschließend mit der klassischen Schichttechnik verblendet wird. Mit einem solchen CAD/CAM-System ist es möglich, Form und Passung des Gerüsts individuell zu gestalten, je nach Gebissituation und Art der Versorgung [186, 38, 39].

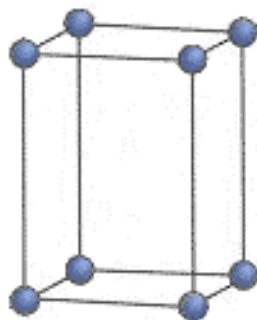
1.1. CHEMISCHE EIGENSCHAFTEN VON ZIRKONOXIDKERAMIK

Die Begriffe Zirkon, Zirkonium und Zirkonoxid werden oftmals als Synonyme für denselben Werkstoff benutzt. Tatsächlich handelt es sich um Zirkoniumdioxid mit der Strukturformel $\text{O}=\text{Zr}=\text{O}$, welches in der Literatur auch häufig mit der Kurzform Zirkonoxid bezeichnet wird [27]. Je nach Temperatur tritt Zirkondioxid in drei verschiedenen Strukturen auf. Bis zu einer Temperatur von 1170°C ist es in der monoklinen Gitterstruktur stabil, bis 2370°C kommt es in der tetragonalen Struktur vor und oberhalb von 2370°C liegt die kubische Kristallstruktur vor. Der Schmelzpunkt befindet sich bei 2680°C [109].



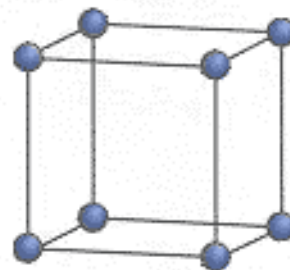
monoklin

$$\begin{aligned} a &\neq b \neq c \\ \alpha &= \gamma = 90^\circ \\ \beta &> 90^\circ \end{aligned}$$



tetragonal

$$\begin{aligned} a &= b \neq c \\ \alpha &= \beta = \gamma = 90^\circ \end{aligned}$$



kubisch

$$\begin{aligned} a &= b = c \\ \alpha &= \beta = \gamma = 90^\circ \end{aligned}$$

ZrO_2 - Kristallphasen

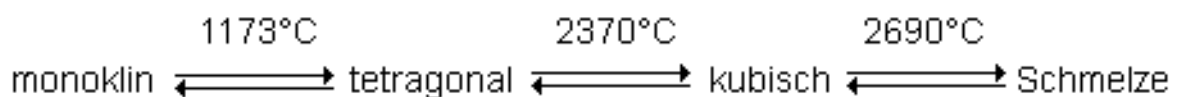


Abb. 1: Die drei Kristallphasen des Zirkoniumdioxides [176]

Die t/m-Umwandlung, eine Phasenumwandlung von der tetragonalen in die monokline Modifikation, ist von großer Bedeutung, da bei Abkühlung auf Raumtemperatur eine Volumenexpansion von 3-5% stattfindet [43]. Einerseits hat dies Rissbildungen

bei reinem Zirkonoxid zur Folge, andererseits kann dieser Effekt auch zur Verbesserung der Festigkeitseigenschaften der Keramik genutzt werden. Das Konzept der Phasentransformation wurde erstmals von Garvie [52] für Zirkonoxidverbindungen vorgeschlagen. Durch die Beimengung von Oxiden kann die tetragonale Phase stabilisiert werden. Die verwendeten Oxide sind MgO, CaO, Y_2O_3 , CeO_2 [109]. Vor allem Y_2O_3 ist von großer Bedeutung, da mit dessen Hilfe mechanisch hochbelastbare Zirkonoxidkeramiken hergestellt werden können. Entsprechend dem Gehalt an Oxiden lassen sich Zirkonoxidkeramiken in drei große Gruppen unterteilen. Das FSZ, ein vollstabilisiertes Zirkonoxid, das PSZ, ein teilstabilisiertes Zirkonoxid und das TZP, ein tetragonaler Zirkonoxid-Polykristall. Die Bezeichnung „Y-TZP“ wird verwendet bei der Dotierung des Zirkonoxids mit Yttriumoxid. Zirkonoxidkeramiken mit weniger als 5 Gew% Y_2O_3 bestehen vollständig aus tetragonaler Phase [63, 64, 137]. Verbesserte mechanische Eigenschaften, chemische Beständigkeit, Verschleißbeständigkeit sowie günstiges thermisches Ausdehnungsverhalten und thermische Leitfähigkeit von Zirkonoxid gehen mit dem Verbleib von tetragonaler Phase einher. In der Zahnmedizin wird fast ausschließlich Y-TZP mit sehr kleiner Korngröße ($\leq 0,6\mu m$) verwendet, da dies die t/m-Umwandlung zusätzlich hemmt [109]. Durch den Zusatz von <1 Gew% Aluminiumoxid wird die Korrosionsbeständigkeit in feuchter Umgebung verbessert. Y-TZP müsste also eigentlich als Y-TZP-A (yttriumoxidstabilisiertes Zirkoniumdioxid mit Aluminiumzusatz) bezeichnet werden. Neuere Entwicklungen bringen ATZ (aluminiumverstärkte Zirkonoxidkeramik) hervor. Der Aluminiumanteil liegt hier bei 20% und die Biegefestigkeit ist doppelt so hoch wie bei TZP.

Das bereits angesprochene Konzept der Phasentransformationsfestigung hat sich hinsichtlich der Vorbeugung von festigkeitsmindernden Rissen und deren Wachstum bewährt [170]. Es gilt zwischen überkritischen und unterkritischen Belastungen zu unterscheiden. Bei Beanspruchungen über den kritischen Schwellenwert hinaus, kommt es zum Sprödbbruch. Dies ist jedoch nur selten der Fall und tritt vor allem bei Traumata oder ausgeprägten Parafunktionen auf. Unterkritische Belastungen entstehen durch die Kombination von kleinsten herstellungsbedingten Gefügefehlern, zyklischer Kaubelastung und Korrosion durch das Mundmilieu. Es kommt zum unterkriti-

schen Risswachstum, das schließlich zum Versagen der keramischen Restauration führen kann. Das Phasentransformationsfestigungskonzept bewirkt eine gewisse Schadenstoleranz [113, 178] und lässt sich auf zwei Mechanismen zurückführen [170]. Zum einen kommt es zu einer spontanen t/m-Umwandlung von Zirkonoxidteilchen, die Mikrorisse in der Umgebung verursacht. Ein sich ausbreitender Riss verläuft sich an den Mikrorissen oder es kommt zur Ablenkung des Risses an einem Zirkonoxidteilchen. Die spontane Umwandlung kann sich außerdem an oder nahe der freien Oberfläche durch hydrostatischen Druck ereignen. Es bilden sich komprimierte Oberflächenschichten aus. Zum anderen kann die t/m-Umwandlung durch Zugspannung verursacht werden. Das größere Volumen der monoklinen Phase führt zu Druckspannungen, wodurch die Ausbreitung durch Zusammendrücken der Rissflanken erschwert wird.

Nachfolgend eine Übersicht über die nach ISO-Norm 13356 geforderten physikalischen und chemischen Eigenschaften für Zirkonoxid-TZP als chirurgisches Implantatmaterial [186]:

Bestandteile

ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃	>99%
Y ₂ O ₃	4,5-5,4%
HfO ₂	≤5%
Al ₂ O ₃	<0,5%
Andere Oxide	<0,5%

Biegefestigkeit

Biaxiale Biegefestigkeit	≥500MPa
Vier-Punkt-Biegefestigkeit	≥800MPa

Radioaktivität

²³⁸ U, ²²⁶ Ra, ²³² Th	<0,2Bq/g
--	----------

Tab. 1: Eigenschaften von Zirkonoxid [186]

1.2. MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN VON ZIRKONOXIDKERAMIK

Prothetische Restaurationen sind diversen Belastungsarten, welche sich aus Druck-, Zug-, Schub- und Torsionsbelastungen zusammensetzen, ausgesetzt. Keramiken sind gegenüber Druckspannungen relativ beständig, aber gegenüber Zug- und Scherspannungen sehr empfindlich.

Hohe Biegefestigkeit und Risszähigkeit sind für keramische Werkstoffe essentiell. Bei Belastungen wird die Entstehung von Initialrissen durch die Biegefestigkeit und der Widerstand gegen eine nachfolgende Ausbreitung und Verlängerung der Initialrisse durch die Risszähigkeit bestimmt [83, 165, 177]. Bei Zirkonoxid-Keramiken können Biegefestigkeiten von bis zu 1300MPa erreicht werden [180, 185, 187, 188].

Keramiken besitzen eine asymmetrische Verteilung der Festigkeitswerte [109]. Das bedeutet, dass keramische Restaurationen schon bei relativ geringen Belastungen frakturieren können. Weibull entwickelte 1937 eine Statistik, mit Hilfe derer die asymmetrische Werteverteilung beschrieben werden kann [194]. Bei der Weibull-Analyse wird sowohl die Weibull-Festigkeit σ_0 als auch das Weibull-Modul m ermittelt. Mittels der Weibull-Festigkeit σ_0 wird die asymmetrische Festigkeitsverteilung beurteilt, das Weibull-Modul ist ein Maß für die Streuung der Festigkeitswerte und trifft Aussagen über die Gefügequalität und Homogenität des Werkstoffs [121]. Je höher die Werte für Weibull-Festigkeit und Weibull-Modul sind, desto zuverlässiger ist die Keramik. Auch hier stellen die industriell gesinterten Zirkonoxidkeramiken ihre ausgezeichneten Festigkeitseigenschaften unter Beweis, welche exzellente Werte für Biegefestigkeit, Weibull-Festigkeit, Weibull-Modul und Risszähigkeit aufweisen [180, 185, 187, 188]. Eine mögliche Erklärung für ein Weibull-Modul von 6,4 bei Cercon-base-Rohlingen kann die feinkörnige Gefügestruktur sein, die ein Sintern bei 1350°C überhaupt erst möglich macht. Üblicherweise wird bei 1500°C-1600°C gesintert. Sintertemperaturen unter 1400°C erfordern nanoskaliges Zirkonoxidpulver mit erhöhter Oberflächenaktivität [190].

Risszähigkeit und Biegefestigkeit lassen vor allem Aussagen über die Kurzzeitbelastbarkeit eines Werkstoffs zu. Aufgrund von unterkritischem Risswachstum bei korrosiven Bedingungen des Mundmilieus können Ermüdungsprozesse auftreten. Daher muss die Dauerfestigkeit als maximale Belastung, die ein Werkstoff auf Dauer toleriert, ermittelt werden. Dies kann mit Hilfe der Durchführung von Dauerschwingversuchen und dem Erstellen von Wöhler-Kurven erreicht werden. Derartige Versuche haben auch bei oxidischen Prüfkörpern Ermüdungsverhalten gezeigt. Neben dem Erstellen von Wöhler-Kurven gibt es die Möglichkeit der Messung von bruchmechanischen Rissparametern. Durch die Ermittlung der unterkritischen Rissausbreitungsparameter n und B können Aussagen über das Risswachstumsverhalten in Keramiken und damit über das Langzeitverhalten getroffen werden [45, 112, 119]. Das schlechte Langzeitverhalten von TZP unter feuchten Bedingungen kann darauf zurückgeführt werden, dass durch Hydrolysereaktionen des Wassers mit Yttriumoxid die tetragonale Phase des metastabilen Zirkonoxid destabilisiert wird. Es kommt zu spontaner Umwandlung in die monokline Phase, wenn sich die Yttriumoxidkonzentration unter einen gewissen Wert verringert hat [99, 202]. Ebenso finden Diskussionen statt, ob direkte Hydrolysereaktionen des Wassers mit Zirkonoxid-Sauerstoff-Verbindungen stattfinden [126]. Bei Trockenheit treten die festigkeitsmindernden Reaktionen nicht auf. Durch Zusatz von Aluminiumoxid wird die Umwandlungsreaktion in die monokline Phase unterdrückt, da sich das Aluminiumoxid an den Korngrenzen abscheidet [100]. Das abgeschiedene Al_2O_3 soll den Zutritt von Wasser durch Bildung von Aluminiumhydroxid verhindern und Hydrolysereaktionen mit Yttrium verhindern [99].

1.3. VERARBEITUNG VON ZIRKONOXIDKERAMIK

Zirkonoxidkeramik wird in verschiedenen Grundzuständen verarbeitet. Je nach System werden Grünkörper, Weißlinge oder gehiptes Zirkonoxid verarbeitet.

Bei Grünkörpern handelt es sich um Presskörper, die nicht thermisch verfestigt werden und eine kreideähnliche Konsistenz besitzen. Die Primärdichte ist sehr hoch

[163, 172]. Eine zeitsparende und werkzeugschonende Bearbeitung fällt positiv auf. Die Sinterschrumpfung beträgt 30%. Nachteil der Grünkörper ist die geringe Eigenfestigkeit im Vergleich zu vorgesinterten Materialien, was den Transport und den weiterführenden Bearbeitungsablauf erschwert [47, 71].

Weißlinge sind teilgesinterte Rohlinge, die in einem Vorbrand, mit relativ geringer Schwindungsrate von 5% vorgefestigt werden. Festigkeit und Schwindungsrate müssen reproduzierbar sein. Die Sinterschrumpfung beim abschließenden Sinterbrand beträgt 25%. Auch hier werden die Fräsarbeiten durch die geringe Eigenfestigkeit der Weißlinge erleichtert. Bei sehr komplexen Restaurationen besteht die Gefahr des Verzuges. Die Sinterschwindung muss genau berechnet werden, da ansonsten Passungenauigkeiten auftreten [71]. Ein weiterer Nachteil liegt darin, dass beim laborseitigen Sintern wichtige Werkstoffeigenschaften wie Porösität, Dichte und Korngröße nicht kontrollierbar sind, ein HIP-Prozess ist ebenfalls nicht möglich [186].

Y-TZP-Zirkoniumdioxid-HIP-Keramiken sind dichtgesinterte, heißisostatisch nachverdichtete Rohlinge für Systeme, die eine Hartbearbeitung durchführen. Die dichtgesinterten Rohlinge werden bei 1000bar und 50°C unter ihrer Sintertemperatur nachverdichtet. Durch den sogenannten „HIP“-Prozess wird eine maximale Materialdichte und eine minimale Fehlerstellendichte erreicht. Die mechanischen Eigenschaften sind, sowohl unter Kurzzeitbelastungen als auch unter Dauerbelastungen, hervorragend, ebenso wie die optischen Eigenschaften. Es existiert eine 20-30%ige Überlegenheit bezüglich der mechanischen Stabilität gegenüber „Nicht-HIP“ Keramiken [41, 71]. Große Nachteile dieses Systems sind der hohe Werkzeugverschleiß und Zeitaufwand, woraus hohe Produktionskosten resultieren. Außerdem besteht die Möglichkeit der Entstehung von festigkeitsmindernden Rissen an der Werkstoffoberfläche durch den Fertigungsprozess, wodurch sich die mechanischen Eigenschaften verschlechtern [104, 105].

1.4. PROBLEMATIK VON RESTAURATIONEN AUS ZIRKONOXIDKERAMIK

Seit Beginn der Einführung von vollkeramischen Systemen, wurde die Entwicklung ständig vorangetrieben. Ziel war es, nicht nur ästhetische Frontzahnversorgungen herstellen zu können, sondern ebenso adäquate, vollkeramische Seitenzahnrestorationen zu fabrizieren, wobei die Einführung von Hochleistungskeramiken, wie es auch die Zirkonoxidkeramik ist, eine große Rolle spielte. Neuere Entwicklungen erlauben mittlerweile die Herstellung von mehrgliedrigen Brücken mit einem Zirkonoxidgerüst für den Seitenzahnbereich [157, 179, 203].

Trotz sämtlicher Innovationen auf dem Gebiet der Zirkonoxidkeramiken existieren aber nach wie vor Probleme bezüglich der Langlebigkeit und Stabilität von vollkeramischen Einzelkronen im Seitenzahnbereich. Grund hierfür ist, dass die Belastungen, vor allem bei Patienten mit extremen Parafunktionen oder Zahnfehlstellungen, welchen eine solche Krone widerstehen muss, sehr erheblich sind. Zahlreiche Autoren haben sich bereits mit dieser Thematik befasst und brachten in ihren Studien Erkenntnisse hervor, die durchaus zur Bewältigung der Problematik beitragen. So kamen bereits mehrere Autoren zu dem Ergebnis, dass das Gerüstdesign die Haltbarkeit der Verblendung beträchtlich beeinflusst [30, 31, 76]. Ebenso existieren Studien darüber, inwieweit die Vorbehandlung des Gerüsts [61, 124] oder die Verblendschichtstärke sich auf die Haltbarkeit der Verblendung auswirken. So sollte eine regelmäßige Schichtstärke der Verblendkeramik eine gleichmäßigere Verteilung der Kaukraft bewirken [84] und somit ein Auftreten von Spannungsspitzen reduzieren. Ebenso finden Diskussionen darüber statt, inwiefern sich die Wahl des Befestigungszements und die Zementschichtstärke auf die Haltbarkeit der vollkeramischen Restauration auswirken. So besagen Studien, dass sich eine adhäsive Befestigung trotz mangelhafter Präparation vorteilhaft auswirkt [42, 107, 132, 200]. Nach Untersuchungen von Rosentritt stehen jedoch mit Zinkphosphatzement zementierte Cercon-Restaurationen den adhäsiv befestigten Cercon-Restaurationen hinsichtlich der Bruchfestigkeit in nichts nach. Bezüglich der Chippings (Abplatzungen der Verblend-

keramik) waren die Ergebnisse für die adhäsiv-zementierten Restaurationen geringfügig besser [142].

In dieser In-vitro-Studie soll untersucht werden, in welchem Ausmaß sich ein okklusal unterstützendes Gerüstdesign und die Passung von Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei mechanischer und thermischer Wechselbelastung auf die Haltbarkeit der Verblendung auswirken. Um die Versuchsbedingungen realistisch zu arrangieren, wurden die einwirkenden Kräfte in Stärke, Dauer und Zyklus den natürlichen Kaukräften angepasst. Auch die Bedingungen des physiologischen Mundmilieus, welche korrodierend auf die keramischen Restaurationen wirken, wurden durch Anwesenheit von ständiger Feuchtigkeit und Temperaturschwankungen imitiert.

2. WERKSTOFFKUNDLICHE GRUNDLAGEN

2.1. DENTALKERAMIKEN

2.1.1. ALLGEMEINES

Ästhetischer und natürlich wirkender Zahnersatz ist keine Forderung, die, wie vielleicht vermutet werden könnte, erst in den letzten Jahrzehnten aufgetreten ist, sie existiert schon seit Jahrhunderten.

So wurde bis zum 18. Jahrhundert aus Materialien wie Knochen, Elfenbein oder natürlichen Zähnen die prothetische Versorgung hergestellt. Da jedoch deren Mundbeständigkeit eher mangelhaft war, kamen schon bald die Vorreiter der heutigen Dentalkeramik zum Einsatz.

Erste Versuche, glasartiges Email auf Gold-Kupferplatten aufzubrennen unternahm bereits Fauchard 1728. Die Dentalkeramikentwicklung nahm ihren Lauf, bis schließlich Mitte des 19. Jahrhunderts die industrielle Produktion von Keramikzähnen in Großbritannien und den USA einsetzte.

In Deutschland ließ die Zahn-Industrie etwas auf sich warten. Erst 1893 eröffnete mit Wienand (De Trey) die erste Zahnfabrik, gefolgt von Hoddes (Bad Nauheim), Hutschenreuther und der Dr. Hiltbrandt Zahnfabrik (Vita, Säckingen) [38].

Die Basis für die Herstellung und Entwicklung von Keramiken für den prothetischen Einsatz war gegeben, was nun Verbesserungen in Zusammensetzung und Technologie zur Folge hatte. Rezepturverbesserungen wurden erzielt durch den Zusatz von Kristallverstärkungen wie Aluminiumoxidkristallen (1965, McLean und Hughes) [114], Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristallen, Zirkonoxid und keramischen Kurzfasern. Ein Technologiefortschritt ergab sich dadurch, dass neben dem bewährten Sinterverfahren auch das Guss-, Press- und Fräsverfahren entwickelt wurde.

Der Vorteil des Fräsverfahrens liegt vor allem darin, dass industriell gefertigte Keramikblöcke mit verbesserten mechanischen Eigenschaften eingesetzt werden. Man kann bei diesen Technologien zwischen CAD/CAM-System, Kopierfräsverfahren und Sonoerosion unterscheiden. Somit existiert aktuell eine Fülle an Möglichkeiten, verschiedenste Situationen der Prothetik unter Einsatz von Dentalkeramiken zu versorgen [38].

Jedoch besticht nicht nur die Vielzahl an Technologien, sondern es überzeugen ebenso die vielen Vorteile dieses Werkstoffes. Der für den Patienten wohl wichtigste Aspekt ist die sehr gute Ästhetik und Natürlichkeit, die durch Keramiken erzielt werden kann. Wichtig hierbei sind korrekte Verarbeitung, Zugabe von Farbpigmenten (Metalloxide) und Fluoreszenzbildner, wie Uran, Cäsium, Samarium [118]. Daneben besitzt die Keramik eine hohe Druckfestigkeit (800–1000MPa) und Härte (Vickershärte: 4000–5000MPa). Weitere Vorzüge von Dentalkeramiken sind gute Biokompatibilität und chemische Stabilität [6], sie besitzen also in der Regel keine systemische Toxizität [161]. Auch die Mundbeständigkeit ist gegeben. Ein weiterer Vorteil ist die reduzierte Plaqueakkumulation [82, 144, 167], welche eine gute parodontale Verträglichkeit und eine potentielle Reduktion von Sekundärkaries mit sich bringt [74]. Die geringe Wärmeleitfähigkeit des Werkstoffes ist ebenso als positiv zu bewerten [117]. Auch der Wärmeausdehnungskoeffizient von Keramiken liegt mit $4-8 \times 10^{-6}/K$ nahe dem von Schmelz und Dentin, was angesichts der thermischen Wechselbelastungen, die in der Mundhöhle stattfinden, und den damit einhergehenden Volumenveränderungen als Vorzug bezüglich des Werkstoffes Keramik gewertet werden kann.

Material	WAK: $\times 10^{-6}/K$
Schmelz	11,4
Dentin	8,3
Konventionelle Dentalkeramik	6-8
ZrO ₂ -Keramik	10,5
Konventionelle Metallkeramik	11,5-13,8
EM- und NEM-Legierungen	13,5-15,5

Tab. 2: WAK-Werte von Schmelz, Dentin und zahnärztlichen Werkstoffen [56]

Keramiken können jedoch nicht nur mit positiven Gesichtspunkten dienen. Die Zugfestigkeit mit 40-100MPa und die Biegefestigkeit mit 100-180MPa sind relativ gering, was dazu führt, dass sich Keramiken unter Belastung nicht plastisch verformen. Bei Zug- und Biegebelastungen kommt es folglich schnell zu Defekten an der Keramik. Ein klinischer Negativaspekt von prothetischen Versorgung aus Keramik ist die schwierige intraorale Reparaturmöglichkeit. Zwar kann eine provisorische Versorgung von Defekten mit Kunststoffen erfolgen, eine adäquate Defektausbesserung muss jedoch extraoral erfolgen [38].

Der prothetische Indikationsbereich von Keramiken erstreckt sich von festsitzenden Versorgung, wie Inlays, Kronen und Brücken, über keramische Prothesenzähne bis hin zu Implantaten. Bei abnehmbarem Zahnersatz, z. B. Doppelkronen ist die Metallkeramische Verblendung aufgrund der hohen Defektrisiken unratsam. [38, 39, 161].

Die Verwendung von vollkeramischen Versorgung ist indiziert bei Einzelkronen, drei- oder mehrgliedrigen Brücken, Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers, aber auch bei Implantatsuprakonstruktionen, Teleskopen, Geschieben und Stegen [29, 38, 39, 161, 186].

2.1.2. ZUSAMMENSETZUNG VON DENTALKERAMIKEN

Dentalkeramische Massen zählen zu den Sonderkeramiken und nehmen eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein. Ihre Hauptbestandteile sind, wie auch die des Porzellans, nur in anderen Anteilen, Feldspat, Quarz und Kaolin.

	Dentalkeramik	Porzellan
Feldspat	60–80Gew%	12–30Gew%
Quarz	15–25Gew%	20–30Gew%
Kaolin	0–5Gew%	40–70Gew%

Tab. 3: Zusammensetzung von Dentalkeramiken [38]

Kaolin besteht aus Aluminiumsilikat ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot x\text{H}_2\text{O}$) und nur noch in sehr geringen Mengen in dentalkeramischen Massen enthalten, was dieser einen mehr glasartigen Charakter verleiht. Mit Wasser vermischt ergibt sich für die Keramikmasse eine gute Plastizität und Formbarkeit. Bei 1600°C sintert Kaolin zu einer dichten, festen Substanz und ist auch bei weiterer Temperaturerhöhung nur schwer schmelzbar, was der Keramik beim Brennen eine gute Formbeständigkeit beschert. Eine Temperatur von $1160\text{--}1290^\circ\text{C}$ sorgt dafür, dass Kaolin mit Feldspat Multikristalle ($3\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$) bildet, die eine hohe Festigkeit und Lichtstreuung bewirken. Diese Lichtstreuung sorgt für die Opazität der Keramik.

Quarz, chemisch SiO_2 , ist ein wichtiger Bestandteil für Dentalkeramiken. Es kommt in der Natur in vielerlei Formen vor und besitzt eine kristalline Struktur. Quarz dient als Magerungsmittel und verringert durch sein thermovolumetrisches Verhalten die Schwindung. Ebenso dient es der Steigerung von Transparenz und Festigkeit. Mit Quarz α und β , Tridymit α , β und γ und Cristobalit α und β sind sieben dreidimensionale Modifikationen der Kristallstruktur möglich. Modifikationsumwandlungen passieren in Temperaturbereichen zwischen $120\text{--}1470^\circ\text{C}$ und führen zu sprungartigen Volumenveränderungen von $2\text{--}14\%$ [67]. Quarz besitzt keinen Schmelzpunkt, sondern ein Schmelzintervall, welches zwischen 1400°C und 1600°C liegt.

Der Hauptbestandteil in keramischen Massen ist Feldspat, welcher als Flussmittel wirkt, da er ein niedriges Schmelzintervall und eine geringe Kristallisationstendenz besitzt. Außerdem ist eine selbstglasierende Wirkung zu beobachten. Feldspat ist ein Mischkristallsystem und besteht aus:

Kalifeldspat (Orthoklas): $\text{K}[\text{AlSi}_3\text{O}_8]$

Natronfeldspat (Albit): $\text{Na}[\text{AlSi}_3\text{O}_8]$

Kalkfeldspat (Anorthit): $\text{Ca}[\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_8]$

Da die Eigenschaften von Feldspat stark mit seiner chemischen Zusammensetzung korrelieren, ist ein hoher Reinheitsgrad erwünscht.

Unter den natürlichen Silikaten besitzen die Feldspate die tiefste Erweichungstemperatur. Kalifeldspat und Natronfeldspat haben fast die gleiche Schmelztemperatur (1150°C). Während Kalkfeldspat bei dieser Temperatur vollständig schmilzt, bildet Natronfeldspat in der Schmelzphase Leuzitkristalle ($K_2O \times Al_2O_3 \times 4SiO_2$), die sich erst bei 1520°C lösen. Es entsteht also ein Schmelzintervall von 1150°C bis 1520°C. Leuzitkristalle sind von hoher Bedeutung, da sie hohe Viskosität und Standfestigkeit bewirken, was dafür sorgt, dass die modellierte Form während des Brennvorganges nicht zerfließt. Mechanische Festigkeit und Wärmeaustauschkoefizient werden ebenfalls vom Leuzitkristallgehalt beeinflusst. So muss das Verhältnis zwischen Hochleuzit und Tiefleuzit angepasst werden, um mit der entsprechenden Aufbrennlegierung bzw. dem Keramikgerüst zu harmonisieren [38].

Neben Feldspat, Quarz und Kaolin sind in Dentalkeramiken Zusatzstoffe enthalten, welche die mechanischen, physikalischen und ästhetischen Eigenschaften noch verbessern.

Der Zusatz von Flussmitteln, wie Kaliumcarbonat, Natriumcarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid und Magnesiumoxid ermöglichen eine Erniedrigung von Schmelz- und Erweichungstemperatur, was die Verwendung von verschiedenen Metallen als Untergerüst überhaupt erst erlaubt. Die aktuellen Entwicklungen bringen LFC (Low Fusing Ceramics) mit chemischer Beständigkeit hervor, bei welchen hydrothermale Gläser mit Hydroxyl- und Fluorionen als Netzwerkwandler verwendet werden [38].

Um den ästhetischen Anforderungen gerecht zu werden, mengt man Farbzusätze, Trübungsmittel und Fluoreszenzbildner bei. Die Färbung der Keramik erfolgt mittels brennfesten Metalloxiden und Metallsalzen.

Als Trübungsmittel benutzt man tetravalente Metalloxide mit hohem Brechungsindex wie TiO_2 , SnO_2 , ZrO_2 , CeO_2 und $ZrO_2 \cdot SiO_2$. Sie bewirken die je nach Keramik er-

wünschte Lichtdurchlässigkeit. Fluoreszenzbildner wie Cäsium, Samarium und Uran sollen die natürliche Fluoreszenz der Zähne imitieren [118].

Um eine Indikationserweiterung von Keramiken zu erreichen, welche vor allem auf die Erhöhung der Bruchfestigkeit abzielt, mischt man gefügeverstärkende Kristallite bei, die die innere Festigkeit erhöhen. Solche Kristallite sind hochschmelzende feste Partikel des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums und Zirkons, außerdem Leuzit, Glimmer und Hydroxylapatit. Vor allem Al_2O_3 -verstärkte Keramik [114] besitzt neben verbesserter Druck-, Zug- und Biegefestigkeit, ein erhöhtes Elastizitätsmodul, was sich bei der Herstellung des Gerüsts für vollkeramische Restaurationen als nützlich erweist [38].

2.1.3. EINTEILUNG VON DENTALKERAMIKEN

Dentalkeramische Massen können nach verschiedenen Gesichtspunkten eingeteilt werden. Zum einen kann eine Unterscheidung bezüglich ihrer Brenntemperatur erfolgen. So teilt sich die Keramik in leichtfließende, mittelfließende und hochfließende Keramik ein. Eine andere Einteilung kann die werkstoffkundliche Zusammensetzung sein. Hier können Feldspatkeramiken von feldspatfreien Keramiken oder auch oxidverstärkte bzw. oxidkeramische Werkstoffe von silikatischen Werkstoffen unterschieden werden. Ebenso ist eine Einteilung hinsichtlich des Verwendungszweckes möglich. So existieren Verblendkeramiken, Gerüstkeramiken, Implantatkeramiken oder auch Keramiken zur Herstellung konfektionierter Prothesenzähne. Auch die Verarbeitungsweise ist ein Einteilungskriterium. Es kann unterschieden werden zwischen Brennen, Pressen, Gießen und Fräsen [38, 39].

Beim Brennen werden silikatkeramische Massen verwendet. Die Brenntemperatur liegt unter ihrer Schmelztemperatur. Bei 800-900°C erweicht die Glasphase des Feldspates, wobei die Pulverkörner verkleben und zusammensintern. Dabei werden die Zwischenräume kleiner. Die Sinterschrumpfung beträgt beim Brennen zwischen 20

und 35% und wird beeinflusst von Massenzusammensetzung, Dichte der Modellation und vom Brand, sprich Brenndauer, Brenntemperatur, Brandhäufigkeit und Brennbedingungen. Mit Hilfe des Vakuumbrennverfahrens können Festigkeitssteigerung, Transparenzverbesserung und erhöhte Farbsicherheit und Polierbarkeit erreicht werden. Ebenso verarbeitet werden oxidverstärkte Keramiken (Cerestore) und glasinfiltrierte Keramiken (In-Ceram) für keramische Hartkernaufbauten. Hier ist die Verarbeitung allerdings etwas abgewandelt [38].

Beim Gießverfahren werden Glaskeramiken verwendet, die bei einer Schmelztemperatur von 1330°C-1400°C in einer Gusszentrifuge verarbeitet werden. Anschließend erfolgt bei 1075°C für sechs Stunden das Tempern. Da diese Methode jedoch sehr zeitaufwändig ist und die mechanischen Eigenschaften solcher Objekte eher mäßig sind, hat sich das Gussverfahren nicht durchgesetzt [38].

Beim Pressen werden ebenso Glaskeramiken verwendet. Zunächst wird eine Hohlform nach dem Lost-Wax-Verfahren erstellt, in welche dann der erweichte Glaskeramikrohling unter Druck gepresst wird. Der Vorteil dieser Verarbeitungsweise ist der Wegfall der Sinterschrumpfung [38, 199].

Das Fräsverfahren ist eine neuere Entwicklung der Keramikverarbeitung. Hierbei werden industriell gefertigte Keramikrohlinge mit stets konstanten mechanischen Eigenschaften verwendet, aus denen durch computergesteuertes Fräsen die Keramikobjekte hergestellt werden. Verwendet werden silikatische Werkstoffe, Lithiumdisilikat, oxidverstärkte Keramiken und Oxidkeramik [38, 39].

2.1.4. VOLLKERAMISCHE SYSTEME

Obwohl sich in letzter Zeit metallkeramische Systeme vor allem hinsichtlich ihrer langfristigen Haltbarkeit bewährt haben, geht der Trend hin zur vollkeramischen Versorgung, soweit es der Indikationsbereich erlaubt. Vorteile, wie geringe Temperaturleitfähigkeit [117], Röntgendichte, geringes Eigengewicht, hervorragende ästhetische

Eigenschaften, hohe Biokompatibilität [6] und reduzierte Plaqueakkumulation [82, 167], welche auf gute parodontale Verträglichkeit und Verringerung der Sekundärkaries [74] schließen lässt, verhelfen den Vollkeramiksystemen zu zunehmender Beliebtheit.

Jedoch muss bei der Planung einer solchen Versorgung berücksichtigt werden, dass patientenspezifische Parameter Einschränkungen mit sich bringen können. So ergibt sich eine Kontraindikation für vollkeramische Restaurationen bei Patienten mit mangelnder Mundhygiene, ebenso bei Deckbiss, Tiefbiss oder Bruxismus. Kiefergelenksbeschwerden, Parafunktionen und gelockerte Zähne stellen ebenso wie ungünstige Platzverhältnisse und jugendliche Zähne mit weitem Pulpenkavum eine Kontraindikation dar [29, 39].

Die Einteilung der Vollkeramiksysteme kann nach mehreren Gesichtspunkten erfolgen [39, 135, 161]:

Werkstoffkundliche Zusammensetzung:

Hier lassen sich feldspathhaltige Keramiken von feldspatfreien Keramiken unterscheiden. Zu den feldspatfreien Keramiken zählen synthetische Keramiken, hydrothermale Keramiken, oxidverstärkte Keramiken und reine Oxidkeramiken, wie die Aluminiumoxidkeramik und die Zirkonoxidkeramik. Außerdem kann zwischen oxidverstärkter Keramik bzw. Oxidkeramik und Silikatkeramik, zu welcher die Glaskeramik und Sinterkeramik gehören, unterschieden werden [39].

Klinischer Anwendungsbereich:

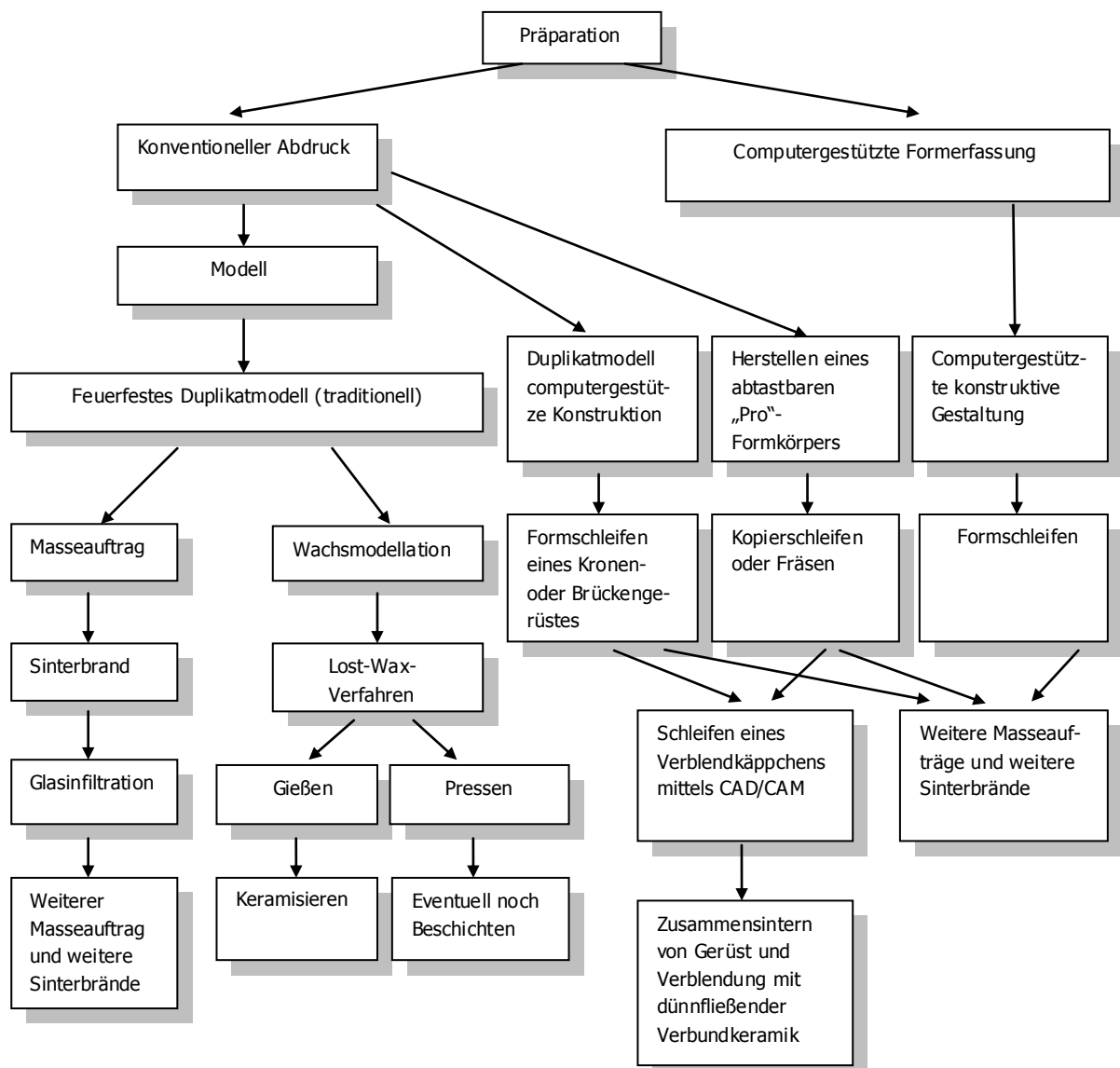
Je nach Indikation muss das geeignete System ausgewählt werden. So kann bei Inlays, Onlays, Veneers oder Einzelkronen im Frontzahnbereich ein silikatisches Vollkeramiksystem verwendet werden, wogegen vor allem bei Kronen im Seitenzahnbereich und größeren Brückenkonstruktionen oxidische Hochleistungskeramiken mit silikatischer Verblendkeramik benutzt werden [39, 171, 182, 183].

Befestigungsverfahren:

Vollkeramische Systeme können prinzipiell auf zwei Arten befestigt werden. Zum einen konventionell mit Zement, sowohl provisorisch als auch definitiv, zum anderen ist auch die Adhäsiv-Methode möglich. Die Adhäsiv-Technik kommt vor allem bei vollkeramischen Teilkronen, Inlays, Onlays, Veneers und Kronen zum Einsatz. Solche Systeme sind IPS-Empress Esthetic oder Vita MkII. Eine konventionelle Zementierung kann bei IPS Empress2, In-Ceram, IPSe.maxCAD und –Press, Aluminiumoxidkeramik und Zirkonoxidkeramik erfolgen [39].

Herstellungsverfahren:

Für die Herstellung vollkeramischer Restaurationen existieren mehrere Möglichkeiten. Den ersten Schritt stellt immer die Präparation dar, anschließend kann jedoch, je nach verwendetem System ein konventioneller Abdruck oder ein Abscannen der Präparation im Mund erfolgen. Der folgende Schritt kann eine Modellherstellung sein, welches eingescannt oder abgetastet werden kann. Ebenso besteht die Möglichkeit, eine Wachsmodellation zu erstellen, die nach dem Lost-Wax-Verfahren ausgetrieben wird und ein anschließendes Gießen oder Pressen der Keramik stattfindet. Wird ein feuerfestes Duplikatmodell hergestellt, so kann darauf ein direkter Masseauftrag stattfinden und ein anschließender Sinterbrand durchgeführt werden. Wird das Modell eingescannt oder abgetastet bzw. kein Modell erstellt, sondern nur ein digitaler Abdruck genommen, so folgt nun eine computergestützte Modellation des Gerüsts welches anschließend gefräst wird und je nach System noch gesintert werden muss. Die Verblendung kann durch Schichttechnik, Presstechnik oder auch mittels des CAD/CAM-Verfahrens hergestellt werden [17, 39].



Tab. 4: Verarbeitungsmöglichkeiten für vollkeramische Systeme [17, 39]

2.1.5. ÄUßERE EINFLÜSSE AUF VOLLKERAMISCHE RESTAURATIONEN

Vollkeramische Restaurationen sind in der Mundhöhle durch Kauen, Schlucken, Sprechen, reflektorische Leerbewegungen und Parafunktionen mechanischen Wechselbelastungen ausgesetzt. Da beim Kauvorgang hohe Kräfte gemessen werden, muss diesen die größte Aufmerksamkeit geschenkt werden. Während des Kauvorgangs werden im Mittel 58 bis 120 Kauzyklen [5, 10] mit Maximalkräften von 150 bis 665N,

bei Bruxismus bis 1221N [46, 75] durchgeführt. Hochrechnungen zufolge ist eine prothetische Restauration während ihres Einsatzes somit über 10^7 Kauzyklen ausgesetzt [75]. Die dauernde mechanische Einwirkung auf die vollkeramische Restauration wirkt ermüdend auf den Werkstoff und führt zur Verminderung der mechanischen Festigkeit [136].

Ebenso festigkeitsmindernd auf die Vollkeramik wirken die feuchten, korrosiven Verhältnisse des Mundmilieus, die das unterkritische Risswachstum vorantreiben [196]. Die Verantwortung dafür tragen der Rebinder-Effekt und die Spannungsrissskorrosion. Der Rebinder-Effekt sagt aus, dass Flüssigkeiten, wie beispielsweise Speichel, die in Mikrorisse eindringen, dort einen nach innen gerichteten Druck erzeugen. Dieser Druck trägt zur Vergrößerung bereits bestehender Risse bei [195]. Die Spannungsrissskorrosion besagt, dass die Energie, die für das Risswachstum benötigt wird, durch Anlagerung und Wechselwirkung von Wassermolekülen mit der vorgeschädigten Kristallstruktur herabgesetzt wird [140]. Ein weiterer Effekt der feuchten Umgebung ist das Ausfüllen von im Keramikgefüge vorhandenen Sauerstoffleerstellen durch Hydroxylionen. Es kommt zur gesteigerten Modifikationsumwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase, was zu Volumenvergrößerungen und damit zur Entstehung von Mikrorissen in der Keramik führt. Der genaue Reaktionsablauf ist bisher ungeklärt [112, 96, 62]. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken liegt bei weniger als 30% des in der ISO-Norm 6872 festgelegten Maximalwertes von $100\mu\text{g}/\text{cm}^2$ [91].

Auch die ständigen Temperaturwechsel, die in der Mundhöhle aufgrund von Nahrungsaufnahme und Atmung stattfinden, wirken sich nachteilig auf die Festigkeit des keramischen Werkstoffes aus. Laut diversen Untersuchungen werden Werte von 0°C bis 67°C während der Nahrungsaufnahme angegeben [128, 168]. An den prothetischen Restaurationen sollen Werte von $+5^\circ\text{C}$ bis $+55^\circ\text{C}$ auftreten [131, 155]. Bei einer Lebensdauer des Zahnersatzes von 10 bis 15 Jahren soll dieser schätzungsweise 5000 bis 50000 Thermozyklen ausgesetzt sein [22, 24, 68].

Ein anderer, nicht durch die Gegebenheiten der Mundhöhle ausgelöster Faktor, der einen negativen Einfluss auf die Festigkeit der Vollkeramiken hat, ist die Vorschädi-

gung des Werkstoffes. Diese Vorschädigungen im Gerüstmaterial können durch die Fräsbearbeitung, durch Aufpassungsarbeiten des Zahntechnikers oder durch Gerüstvorbehandlung für die anstehende Verblendung verursacht worden sein. Ebenso kann eine Vorschädigung der Verblendung durch unsachgemäße Verarbeitung auftreten. Solche Materialmängel sind oft der Ausgangspunkt für langsam fortschreitendes, unterkritisches Risswachstum. Bereits mehrere Studien haben sich mit dem ungünstigen Einfluss von mechanischen Vorschädigungen auf Keramiken befasst [49, 97, 104, 204].

Festsitzender Zahnersatz wird rein parodontal getragen. Durch die Anordnung des Zahnhalteapparates kommt es zu einer physiologischen Zahnbeweglichkeit in horizontaler und vertikaler Richtung, wodurch der Zahn bei funktionellen und parafunktionellen Belastungen mit einer Auslenkung reagieren kann. Die initiale horizontale Auslenkung beträgt bei Erwachsenen 0,05mm, die terminale Auslenkung, mit einer Kraft von 15N, beträgt 0,3mm. Diese Werte sind jedoch abhängig von Alter, Geschlecht und Zahnart [25, 89, 95, 120, 122, 123, 127, 162]. Ebenso existieren Unterschiede bezüglich Ober- und Unterkiefer [54]. Die genannten Auslenkungen führen innerhalb der zementierten Restauration während Okklusions- und Laterotrusionsbewegungen zu zusätzlichen Druck-, Zug-, und Scherspannungen. In-vitro-Untersuchungen haben gezeigt, dass bei starrer Lagerung höhere Festigkeitswerte zu erwarten sind als bei beweglicher Lagerung. Eine mögliche Dämpfung, die die Bruchfestigkeitswerte erhöhen soll, war nicht zu erkennen. Sogar eine Abnahme der Festigkeitswerte bei beweglicher Lagerung konnte festgestellt werden [78, 99, 130, 143, 159]. Andere Autoren konnten jedoch keinen Zusammenhang erkennen [87].

2.1.6. DAS CERCON SYSTEM VON DEGUDENT

Für diese Arbeit wurde das System „Cercon-smart-art“ von DeguDent, Hanau verwendet, welches aus verschiedenen System-Komponenten besteht.

<ul style="list-style-type: none">• Cercon brain:	Das Fräsgerät verarbeitet die Zirkonoxid-Rohlinge (Cercon base). Die Fräseinheit besteht aus einer Schrappfräse zur Grobbearbeitung und einer Feinfräse zum Finishing [166].
<ul style="list-style-type: none">• Cercon clean:	Der Staubsauger, nimmt die anfallenden Frässtäube auf.
<ul style="list-style-type: none">• Cercon heat:	Im Sinterofen schwinden die gefrästen Gerüste in einem sechsständigen Sinterprozess bei 1350°C auf Endgröße und Endhärte.
<ul style="list-style-type: none">• Cercon move:	Das Navigationsgerät ist zur allseitigen Betrachtung des Objekts von Nöten.
<ul style="list-style-type: none">• Cercon art:	Die Software wird für die virtuelle Gerüstkonstruktion verwendet.
<ul style="list-style-type: none">• Cercon eye:	Das Scan-Modul erfasst sowohl die Daten der Stumpf- und Kiefersegmente als auch die Daten der Nachbarzähne. Die gescannten Modellsegmente werden in ihrer tatsächlichen, lagerichtigen Position übernommen.

<ul style="list-style-type: none"> • Cercon base: 	<p>Die vorgesinterten Zirkonoxid-Blöcke bestehen aus feinkörnigem Zirkonoxidpulver. Diese Feinkörnigkeit erlaubt eine niedrige Sintertemperatur und hat eine sehr hohe Festigkeit des Endproduktes zur Folge. Der WAK beträgt $10,5 \times 10^{-6}/K$, (25-500°C), die Biegefestigkeit liegt bei ca. 900MPa und das Elastizitätsmodul bei 210GPa. Die Blöcke sind in den Farben weiß und elfenbein erhältlich. Neben Zirkonoxid enthält Cercon base Yttriumoxid, Hafniumoxid, Aluminiumoxid und Siliziumoxid.</p>
<ul style="list-style-type: none"> • Cercon link: 	<p>Mit dem extrakoronalen Modellierhilfsteil können bei divergierenden Pfeilern auch getrennte Brückengerüste gefertigt werden.</p>
<ul style="list-style-type: none"> • Cercon ceram kiss: 	<p>Die speziell für Zirkonoxidkeramik entwickelte Verblendkeramik ist in ihren Eigenschaften auf diesen Werkstoff abgestimmt. Der WAK beträgt $9,2 \times 10^{-6}/K$, die Brenntemperatur 830°C, und die mittlere Bruchfestigkeit 1331N [142].</p>
<ul style="list-style-type: none"> • Cercon ceram press: 	<p>Die Presskeramik wurde ebenso für die Verblendung von Zirkonoxidkeramiken entwickelt und ist vor allem für Seitenzahnversorgungen geeignet ist.</p>

Tab. 5: Cercon System-Komponenten [28, 186]

Cercon wurde zur Verarbeitung von Zirkonoxidkeramik entwickelt. Bei diesem System wird die Weißbearbeitung durchgeführt, d. h. es wird ein teilgesinterter Zirkonoxidrohling bearbeitet [186].

Zuerst sollte laut Präparationsempfehlung entweder eine ausgeprägte Hohlkehlpriparation oder eine Stufenpräparation mit innen abgerundeter Kante durchgeführt werden. Die zirkuläre, marginale Schnitttiefe sollte bei 1,0mm liegen [139]. Die Konizität der Axialflächen sollte sowohl bei Frontzähnen als auch bei Seitenzähnen 3°-4° betragen [19, 101]. Für das Finieren werden Instrumente mit einer mittleren Körnung von 30µm empfohlen. Anschließend kann eine Korrekturabformung oder eine Doppelmischabformung mit einem der üblichen Abformmaterialien durchgeführt werden. [186, 29]

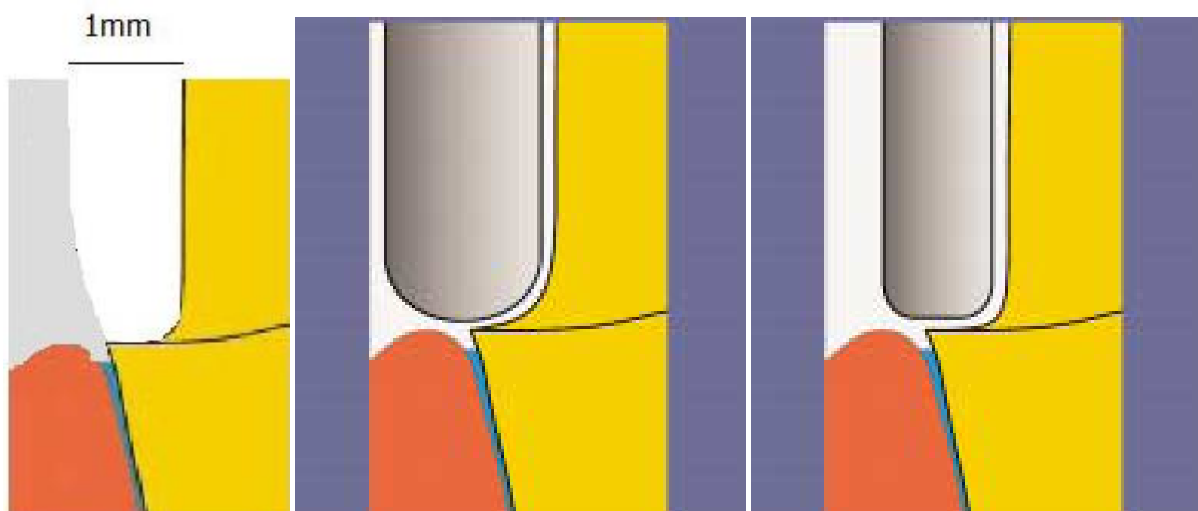


Abb. 2: Präparationsempfehlungen [29]

Es wird ein Meistermodell aus Gips erstellt und die entsprechenden Stümpfe können dann eingescannt werden. Der Scanvorgang erfolgt durch Laserprojektion in Verbindung mit zwei stereoskopisch angeordneten Kameras. Neben Gipsstümpfen können auch Kunststoffstümpfe eingescannt werden – wie es auch in dieser Arbeit der Fall war. Diese müssen jedoch mit einem speziellen Scanspray vorbehandelt werden [186].



Abb. 3: Cercon eye

Mithilfe der Software kann nun ein Gerüst entworfen werden, welches in Passung, Gerüststärke und Gerüstform variiert werden kann. Die Wandstärke sollte bei anterioren Einzelkronen bei 0,3mm, bei posterioren Einzelkronen bei 0,4mm liegen. Marginal reicht bei beiden eine Wandstärke von 0,2mm aus. Für Pfeilerkronen ist sowohl anterior als auch posterior eine Wandstärke von 0,4mm angezeigt. Die Konnektorenverbindung bei Brücken sollte mindestens $0,9\text{mm}^2$ betragen. Der Gerüstentwurf wird nun an das Fräsgerät übermittelt, jedoch benötigt nicht jedes Labor ein eigenes Cercon brain, sondern kann den Gerüstentwurf auch an ein Fremdlabor oder an DeguDent übermitteln [28, 186].



Abb. 4: Cercon brain



Abb. 5: Cercon base [69]



Abb. 6: Cercon heat

Die gefrästen Werkstücke werden anschließend im Sinterofen bei 1350°C für sechs Stunden gesintert. Die Sinterschrumpfung beträgt 30%, was aber zuvor berücksichtigt wurde, so dass das fertige Objekt die korrekte Größe aufweist. Bei In-vitro-Untersuchungen sind marginale Passgenauigkeiten von ca. 30µm erzielt worden [8, 47, 158]. Das Zirkonoxid besitzt bei 2680°C eine kubische Kristallstruktur, die sich bei wei-

terem Abkühlen bis unter 2370°C in eine tetragonale Phase umwandelt und unter 1250°C zum monoklinen Baddeleyit deformiert wird. Hierbei kommt es zu einem 3-5%igen Volumenzuwachs, wodurch sich spontan Risse bilden können. Die Zugabe von stabilisierenden Oxiden, wie MgO, CaO oder Y₂O₃ kann diesen schädlichen Volumenzuwachs jedoch verhindern. Es liegt dann ein tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid vor, welches auch als TZP (tetragonal zirconia polycrystal) bezeichnet wird. Durch Verwendung eines nicht ausreichend stabilisierenden Oxides entsteht PSZ (partially stabilized zirconia), welches den beschriebenen Volumenzuwachs zur Festigkeitssteigerung nutzt [193]. Dieser Festigungsprozess wird Umwandlungs- oder Transformationsverstärkung genannt, da eine Kristallumwandlung von der tetragonalen in die monokline Form erst bei Auftreten von Rissen durch äußere Belastung auftritt [186, 39].

Abschließend erfolgt die Verblendung des Gerüsts, da Zirkonoxidkeramik wegen seiner hohen Opazität nur bedingt den ästhetischen Ansprüchen genügt. Eine Verblendung kann durch die klassische Schichttechnik oder durch Pressverfahren erstellt werden. Da der WAK der Zirkonoxidkeramik sehr hoch ist ($10,6 \times 10^{-6}/K$), muss auch die Verblendkeramik entsprechend angepasst werden. Wie eine Verbindung zwischen Verblendkeramik und Gerüstkeramik entsteht, ist noch unklar [39, 154, 186].

Der Indikationsbereich des Cercon-Systems erstreckt sich von Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich bis zu Endfeilerbrücken mit einer maximalen anatomischen Länge von 47mm im Front- und Seitenzahnbereich. Dabei sollten maximal zwei Molaren je Spanne ersetzt werden. Ebenfalls möglich sind vollkeramische Primärkronen und Inlaybrücken zum Ersatz eines Zahnes. Die maximale Breite des Zwischengliedes beträgt 10mm [29].

2.1.7. VERBLENDUNG VON OXIDKERAMIKEN

Trotz weißer Farbe benötigen oxidische Hochleistungskeramiken, wie auch Metalle, aus ästhetischen Gründen eine Verblendung. Ebenso wie bei Metallkeramiksystemen muss auch hier die Verblendkeramik eine kompatible thermische Schwindung nach dem Aufbrennprozess vorweisen und es sollte ein guter Verbund zwischen Gerüst und Verblendung bestehen. Bilder aus dem Rasterelektronenmikroskop zeigen eine dichte, poren- und spaltfreie Verbundzone. Klinische Studien demonstrieren mit einer Abplatzrate in der Verblendkeramik von 5-10% in fünf Jahren relativ positive Ergebnisse [134, 156]. Bei Festigkeitsprüfungen konnte beobachtet werden, dass bei Abplatzungen der Verblendung immer auch eine dünne Keramikschicht auf dem Gerüst verbleibt. Folglich ist der Verbund zwischen Gerüst und Verblendung stabiler als die kohäsive Festigkeit des Verblendmaterials [39, 154, 186].

Eine Theorie [186, 201] besagt, dass die Bindung zwischen Gerüstkeramik und Verblendkeramik theoretisch wie bei einem Metallkeramiksystem zustande kommen müsste. Grund dafür sei, dass oxidische Hochleistungskeramiken bereits Metalloxide sind. Diese Metalloxidschicht wird bei Metallen erst durch einen Oxidbrand und bei Edelmetallen zusätzlich durch Zulegieren von Haftoxidbildnern erreicht. Der Verbund käme also wie bei Metallkeramiken durch Van-der-Waals-Kräfte, gute Benetzung und Diffusion, Sauerstoffbrücken zwischen Metalloxid und silikatischer Keramikverblendung und eventuell durch Mikroretentionen und Druckspannung aufgrund der WAK-Differenz zustande.

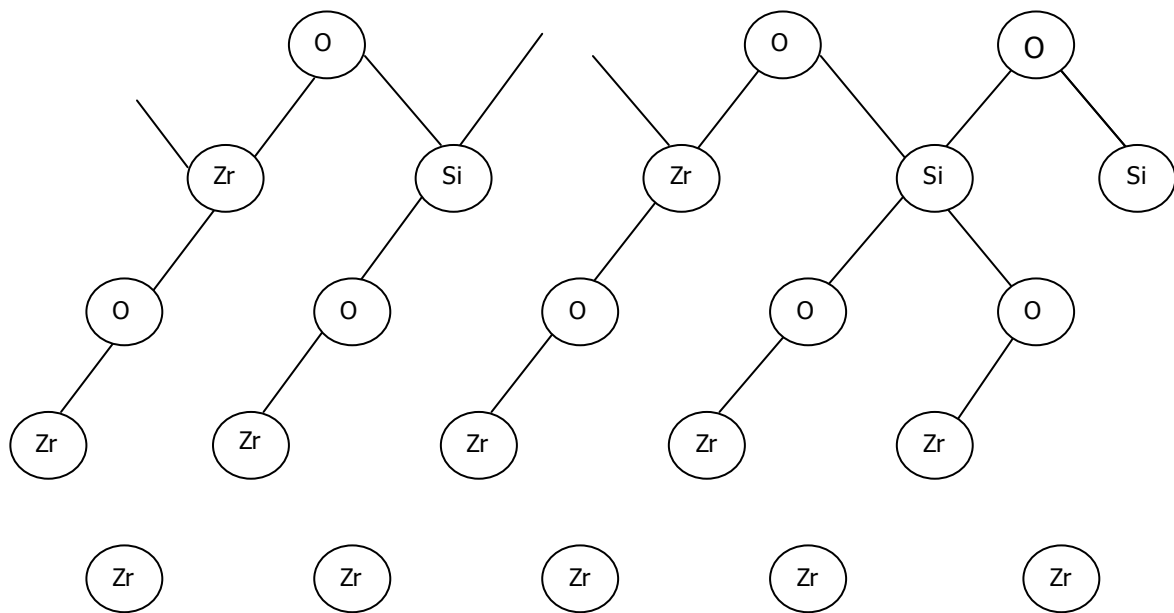


Abb. 7: Sauerstoffbrücken zwischen Zirkonoxid und Verblendkeramik [186]

Nach Diffusion in die silikatische Matrix nimmt Zirkonium den Platz eines Siliziumatoms mit vier Sauerstoffverknüpfungen ein.

Zur Prüfung von keramischen Verbundsystemen wird z.B. ein Scherversuch angewendet. Es besteht eine Abhängigkeit der Scherverbundfestigkeit von der Schichtung der Verblendung [57]. Bei einfacher Dentinschichtung auf Zirkonoxidkeramik ergibt sich eine Scherverbundfestigkeit von 3,8MPa. Trägt man zuvor einen Bonder oder Liner auf, erhöht sich die Scherfestigkeit auf 13-19MPa. Durch einen zusätzlichen Washbrand steigt die Verbundfestigkeit auf 30MPa. Durch den Auftrag von Liner kann der Verbund zwischen Gerüst und Keramik allerdings auch geschwächt werden [154]. Laut Untersuchungen von Garvie et al. [52], Lange et al. [96], Kosmač et al. [93] und Guazzato et al. [61] kann die Biegefestigkeit von Zirkonoxidkeramik durch Abstrahlen mit Korund vergrößert werden. Jedoch zeigen andere Untersuchungen von Zhang et al. [205], dass die Langzeitfestigkeit durch Korundstrahlen reduziert wird, da Aluminiumoxidpartikel durch das Strahlen in der Oberfläche eingebracht werden und hier initiale Rissbildung auftritt. Außerdem wird die tetragonale Phase an

der Zirkonoxidoberfläche teilweise in die monokline Phase umgewandelt [33, 116, 151, 152].

Untersuchungen von Rothbrust et al. [152] haben gezeigt, dass die Verbundfestigkeit erhöht wird, wenn keine Abstrahlung mit Korund erfolgt. Ein Beschleifen zur minimalen Formkorrektur der Zirkonoxidkeramik vor dem Sinterbrand hat keinen nachteiligen Einfluss auf den Verbund zwischen Gerüst und Verblendung.

Ebenso wie bei der Metallkeramik sollte auch bei der Vollkeramik in der Abkühlphase die thermische Kontraktion von Gerüst und Verblendung so aufeinander abgestimmt sein, dass eine Druckspannung für die Verblendung und eine Zugspannung für das Gerüst entsteht. Wird die Druckspannung zu groß, erhöht sich das Risiko des Chippings. Der Wärmeausdehnungskoeffizient der zurzeit verwendeten Zirkonoxidkeramiken liegt bei $10,5 \pm 0,3 \times 10^{-6}/\text{K}$ [164], Verblendkeramiken sollten daher einen Wärmeausdehnungskoeffizienten von $9,4\text{--}10 \times 10^{-6}/\text{K}$ besitzen. Eine Differenz von 5-10% reicht aus, bei zu kleinen oder zu großen WAK-Differenzen besteht ein Abplatzungsrisiko, obwohl die verwendeten Materialien alleine der ausgesetzten Zug- und Druckspannung widerstehen hätten können.

Auch die Abkühlungsrate spielt bei der Verblendung von Zirkonoxidkeramikgerüsten eine entscheidende Rolle. Aufgrund der Tatsache, dass Metalle mehr Wärme ableiten als Zirkonoxidkeramiken, muss die Wärmeführung, entsprechend der geringeren Wärmeabführung angeglichen werden.

Die Verblendung stellt im Vergleich zum Gerüst den schwächeren Part dar. Daher entstehen auch zunächst in ihr Defekte bei großer Belastung. Jedoch kann von der Festigkeit der Einzelkomponenten nicht auf die Festigkeit der Gesamtkonstruktion geschlossen werden [66]. Der Rissverlauf steht in Abhängigkeit dazu, ob der Riss mehr oder weniger senkrecht oder tangential auf das Gerüst auftrifft. Bei tangentialer Risseinleitung kommt es häufig nur zu einem Abplatzen der Verblendung, wohingegen bei senkrechter Rissweiterleitung eine Totalfraktur möglich ist. Voraussetzung für die Totalfraktur ist ein guter Verbund zwischen Gerüst und Verblendung. Bei Metallkeramiken wird ein Riss der Keramik an der Grenzfläche umgeleitet und es kommt

lediglich zum Abplatzen der Verblendung, es sei denn, das Metallgerüst war unterdimensioniert. Dieses unterschiedliche Frakturverhalten liegt vor allem an der Risszähigkeit, die bei Metallen bei $60\text{--}100\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ und bei Oxidkeramiken lediglich bei $10\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ liegt. [186]

Diverse Untersuchungen haben gezeigt, dass entweder nur wenig Festigkeitszuwachs [182] oder kein Festigkeitszuwachs [53] durch die Verblendkeramik erzielt wurde. Kappert et al. [80], welcher im Gegensatz zu Tinschert et al. [182] eine begrenzte Beweglichkeit der Zahnstümpfe zuließ, beobachtete sogar eine 25%ige Schwächung des verblendeten Zirkonoxids. Kerlers Versuch [85] ergab, dass die Verblendung auf die Bruchfestigkeit von 1000N von Zirkonoxidplättchen keinen Einfluss hat, jedoch schon bei einer Belastung von 300-400N Risse und Abplatzungen der Verblendung auftraten. Dies zeigt, dass die hohe Biegefestigkeit des Zirkonoxids nicht ausgenutzt werden kann.

2.2. BEFESTIGUNG DER VOLLKERAMISCHEN VERSORGUNG

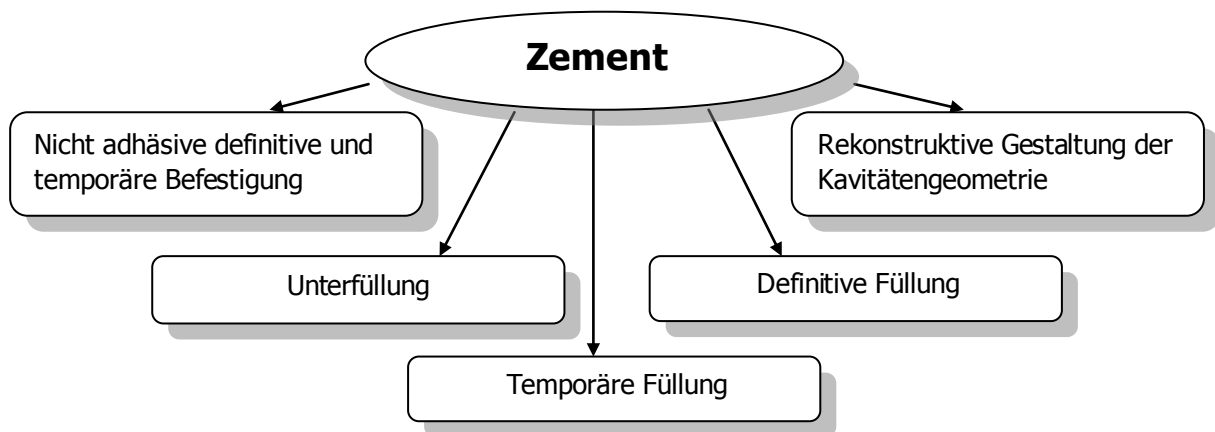
2.2.1. ALLGEMEINES

Laut chemischer Definition sind Zemente „mineralische Stoffe, die unter Wasseraufnahme an Luft und auch unter Wasser steinartig erhärten und dann wasserbeständig sind“ (hydrothermale Bindemittel; lat: caementum, Mörtel Bruchstein) [39].

Trotz verschiedenster Anwendungsbereiche gibt es allgemeine Anforderungen an zahnärztliche Zemente. Sie sollten Biokompatibilität gegenüber den Geweben der Mundhöhle, dem Organismus und dem Verarbeiter sein. Mechanische, chemische und mikrobielle Resistenz sowie geringe Wärmeleitfähigkeit sind ebenso von Bedeutung. Außerdem sollten eine geringe Plaqueretentivität und eine gute Reinigungsmöglichkeit gegeben sein. Aus kariesprophylaktischen Gründen sollten Zemente Dimensions- und Formtreue aufweisen. Vor allem für die Befestigung von Frontzahn-

restaurationen sind ausreichende ästhetische Eigenschaften von Nöten. Ebenso sollten Zemente mit anderen Dentalwerkstoffen kompatibel sein.

Die Vielzahl an Zementen, wie z.B. Heilzemente, Füllungszemente oder Befestigungszemente ermöglicht zahlreiche Indikationsgebiete [39].



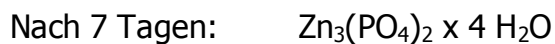
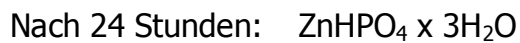
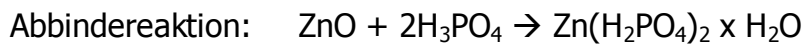
Tab. 6: Indikationsbereiche zahnärztlicher Zemente [39]

Untersuchungen zu Folge besteht die Möglichkeit, Restaurationen aus Zirkonoxidkeramik sowohl konventionell als auch adhäsiv zu befestigen [58].

2.2.2. ZINKPHOSPHATZEMENT

Zinkphosphatzement findet Anwendung bei der definitiven Eingliederung von festsitzendem Zahnersatz, als Unterfüllungsmaterial und als temporärer Füllungswerkstoff. Der Zinkphosphatzement wird aus einem Pulver (ZnO 80 – 90%, MgO 10%, CaF_2 5%, SiO_2 4%, Al_2O_3 1%) und einer Flüssigkeit (H_3PO_4 52 – 56%, Zn 7 – 10%, Al 2%, H_2O 32 – 38%) zubereitet.

Der Zement sollte auf einer gekühlten Glasplatte angemischt werden, anschließend startet die Abbindereaktion:



Durch Zusatz von Aluminium- und Magnesiumoxiden läuft die Abbindereaktion zu tertiärem Phosphat innerhalb von 24 Stunden fast vollständig ab. Die Abbindezeit liegt bei 2,5-8 Minuten.

Die Zementeigenschaften sind abhängig von den Ausgangsstoffen und der Verarbeitung. So beeinflusst das Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis die Konsistenz und die Abbindezeit [189], die biologische Verträglichkeit, die mechanische Festigkeit, die Löslichkeit [3, 7, 26, 34, 55] und die Filmdicke [34, 35, 72]. Da der Zement von der Pulpa bei ausreichender Dentinschicht gut toleriert wird, kann von einer guten Biokompatibilität ausgegangen werden [90]. Bei dünner Dentinschicht kann es zum Säureschock der Pulpa kommen, was Schmerzen und eventuell das Absterben der Pulpa auslösen kann.

Bei den mechanischen und chemischen Eigenschaften des Zements zeigen sich Vor- und Nachteile. Die Dimensionsstabilität mit einer Schrumpfung von 0,03-0,06% linear und die Druckfestigkeit von 100-130 MPa fallen positiv auf, wogegen der Zement nur unzureichende thermische Isolation bietet [32], da die Wärmeleitfähigkeit ähnlich derer des Dentins ist. Außerdem sind keine antimikrobiellen Eigenschaften vorhanden [37].

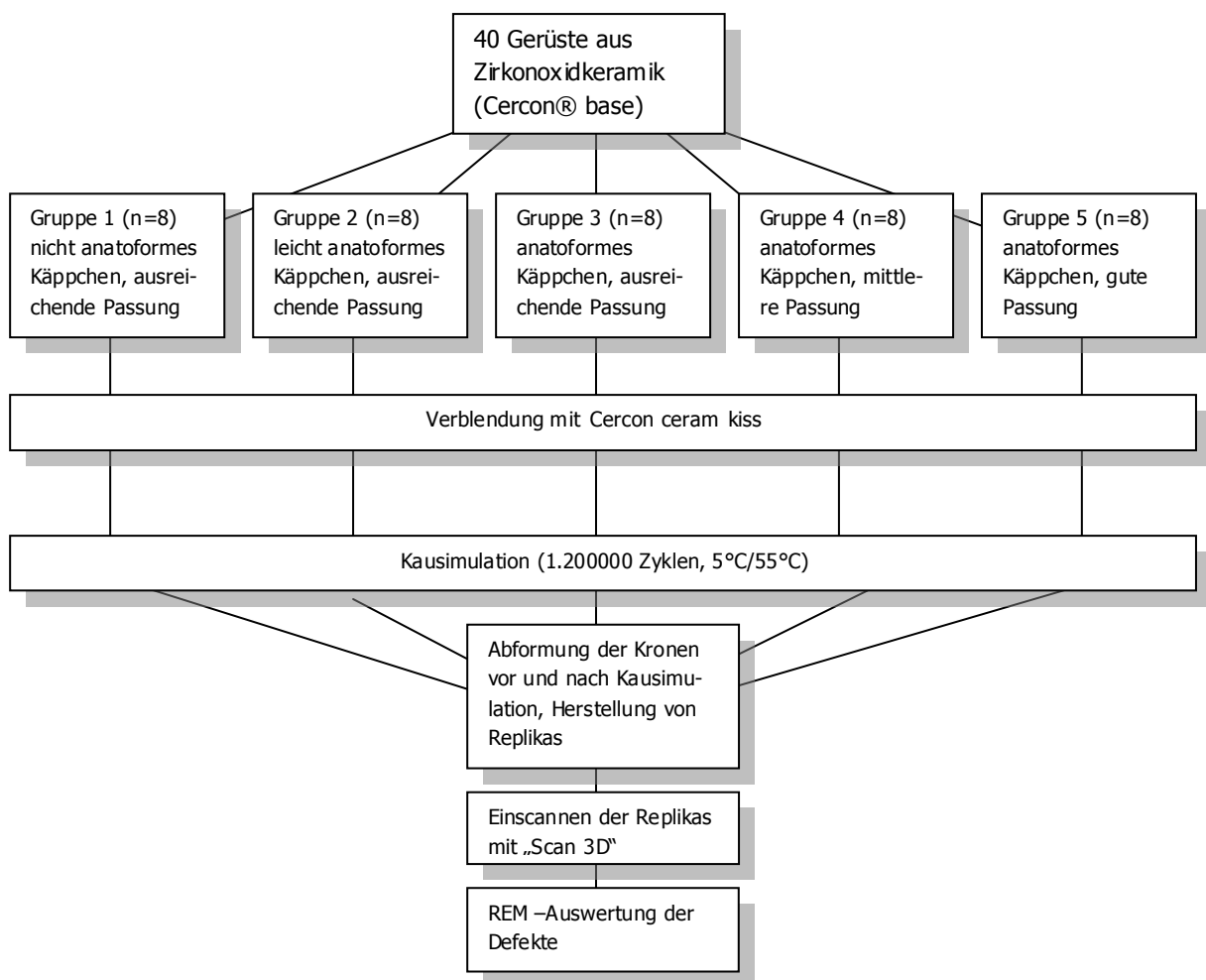
Der Halt der prothetischen Restauration ist vor allem abhängig von der Präparationsgeometrie, also Präparationswinkel und Größe der Fügeflächen, sowie der auftreten-

den Belastung. Das Retentionsprinzip beruht auf einer Verzahnung. Diese wird beeinflusst von der Festigkeit der Restauration, sprich dem Elastizitätsmodul der Fügepartner, der Festigkeit des Zements, der Zementfilmdicke und der Rauigkeit der Fügeflächen von Zahn und Restauration. Die Präparationsrauigkeit sollte bei ca. 5 μm liegen, weswegen die Präparation zwar geglättet, aber nie poliert werden darf [110].

3. MATERIAL UND METHODE

3.1. ÜBERSICHT

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt 40 vollkeramische Einzelzahnkronen für den Zahn 46 hergestellt, an welchen der Einfluss von verschiedenen Faktoren auf die Haltbarkeit der Verblendung getestet werden sollte. Zunächst wurde der Einfluss der **okklusalen Gerüstgestaltung** geprüft. Anschließend wurden die Faktoren **Passung** und **Zementschichtstärke** untersucht. Die Kronen wurden mit Hilfe eines Kausimulators mit mechanischer und thermischer Wechsellast erprobt.



Tab. 7: Schema zum Versuchsablauf

3.2. HERSTELLUNG DER ANTAGONISTEN

Um eine Höcker-Fissuren-Verzahnung im Kausimulator zu gewährleisten, wurden anatomisch geformte Antagonistenkronen hergestellt, die mit Keramik verblendet wurden.



Abb. 8: Ausgebettete Antagonistengerüste



Abb. 9: Fertiggestellter Antagonist

Zunächst wurde ein Wachsgerst aus S-U-Ästhetikwachs beige (Schuler Dental, Ulm, D) für den Zahn 16 modelliert, welches anschließend mit LFC Wirobond (BEGO, Bremen, D), einer Kobalt-Chrom-Aufbrennlegierung (Co 33%, Cr 30%, Fe 29%, Mo 5%, Mn 1,5%, Si 1%, N 0,2%, C 0,3%), gegossen wurde. Nachdem das Metallgerüst versäubert war, wurden mit Hilfe der Deguform-Dubliermasse Dublierformen erstellt, welche mit Palavit G (Hereaus Kulzer, Hanau, D), einem ausbrennbaren Kunststoff ausgegossen wurden. Die Palavit G-Gerüste wurden mit GC Stellavest (GC Europe N.V., Leuven, Bel), einer phosphatgebundenen Einbettmasse eingebettet und mit LFC Wirobond gegossen. Die Verblendung der Kobalt-Chrom-Gerüste wurde mit Ducera-gold Kiss (DeguDent, Hanau, D) durchgeführt. Nachdem die Gerüste mit 250µm Korund bei 3-4bar abgestrahlt waren, erfolgte die Entfettung per Dampfstrahler und anschließend ein Oxidbrand bei 950°C. Nach dem Oxidbrand wurde erneut abge-

strahlt sowie abgedampft und anschließend zwei Schichten Pastenopaker PO D3 und PO A3 aufgetragen, welche bei 780°C gebrannt wurden. Es folgten ein Dentinbrand bei 795°C (Dentin D A3), ein Schmelzbrand bei 790°C (Schmelz S 3) und ein Glanzbrand bei 770°C. Nach Fertigstellung der Antagonisten wurden diese mit Variolink II (Ivoclar/Vivadent AG, Schaan, FL), einem dualhärtenden Komposit-System, auf Vorrichtungen befestigt, mit Hilfe derer sie in den Kausimulator eingebaut werden konnten. Insgesamt wurden 40 Antagonistenkronen hergestellt.

3.3. KRONENHERSTELLUNG

3.3.1. ZAHNHERSTELLUNG

Zunächst wurde der Zahn 46 (Morita, Dietzenbach, D) mit einer Stufenpräparation mit innen abgerundeter Kante versehen. Die Wahl fiel auf einen Morita-Zahn, da dieser eine anatomische Zahnform besitzt. Vor allem war die korrekte Wurzelform wichtig, da der Einfluss des Zahnhalteapparates mit bewertet werden sollte. Nach der Präparation wurden Dublierformen aus Deguform-Dubliermasse (DeguDent, Hanau, D) erstellt und mit farblosem Palapress Vario (Kaltpolymerisat, Hereaus Kulzer, Hanau, D) ausgegossen. Die Zähne wurden anschließend versäubert und konnten nun als Stumpf zur Kronenherstellung dienen.



Abb. 10: Dublierter Zahnstumpf mit zementierter Krone

3.3.2. GERÜSTHERSTELLUNG

Für diese Arbeit wurde das Cercon-System von DeguDent (DeguDent, Hanau, D) verwendet. Damit die präparierten Zähne aus Palapress Vario korrekt im Cercon eye eingescannt werden konnten, mussten sie zunächst mit einem Scanspray vorbehandelt werden, da ansonsten die Stumpfform und die Präparationsgrenze nicht richtig erfasst werden können. Nachdem mittels Cercon art bei den eingescannten präparierten Kronen überschüssiges Material entfernt und die Präparations-



Abb. 11: Zikonoxidgerüst

grenze definiert worden war, konnten die Gerüste modelliert werden, welche in Passung, Wandstärke und Form variiert werden konnten. Insgesamt wurden 5 Serien mit jeweils 8 Kronen produziert. Bei den ersten 3 Serien war die Passung ausreichend (Zementspalt 40µm, Spacer-Fläche 90%), bei der 4. Serie war sie mittelmäßig (Zementspalt 30µm, Spacer-Fläche 80%) und bei der 5. Serie als gut (Zementspalt 10µm, Spacer-Fläche 70%) eingestellt. Bei der 1. Serie wurden einfache Kappchen ohne jegliche Anatoformität gestaltet, die Gerüste der 2. Serie waren leicht anatoform und die Gerüste der 3., 4., und 5. Serie waren stark anatoform gestaltet. Die okklusale Anatoformität wurde mittels Wax-up durchgeführt. Es wurden dabei Einzelflächen mit einem Durchmesser von 2mm und einer Dicke von 0,1-0,2mm aufgebracht.

<u>Serie 1:</u>	Wandstärke seitlich:	0,5mm
	Wandstärke okklusal:	0,5mm
	Zementspalt:	40µm
	Spacer-Fläche:	90%
<u>Serie 2:</u>	Wandstärke seitlich:	0,5mm
	Wandstärke okklusal:	0,6-0,8mm
	Zementspalt:	40µm
	Spacer-Fläche:	90%
<u>Serie 3:</u>	Wandstärke seitlich:	0,5mm
	Wandstärke okklusal:	0,7-1,3mm
	Zementspalt:	40µm
	Spacer-Fläche:	90%
<u>Serie 4:</u>	Wandstärke seitlich:	0,5mm
	Wandstärke okklusal:	0,7-1,3mm
	Zementspalt:	30µm
	Spacer-Fläche:	80%
<u>Serie 5:</u>	Wandstärke seitlich:	0,5mm
	Wandstärke okklusal:	0,7-1,3mm
	Zementspalt:	10µm
	Spacer-Fläche:	70%

Tab. 8: Dimensionierung der Gerüste

Nach der Kappchengestaltung , wurde ein weißer Zirkonoxidblock (Cercon base, Degudent, Hanau, D) in den Fräsapparat, das Cerconbrain (Degudent, Hanau, D), eingespannt und die Kappchen wurden herausgefräst. Anschließend trennte man die Gerüste von dem Zirkonoxidblock vorsichtig mit Hilfe des Sandstrahlers bei sehr niedrigem Druck. Die Zirkonoxidkappchen wurden dann mit einer Fräse versäubert und im Sinterofen, dem Cercon heat (Degudent, Hanau, D) bei 1350°C für 6 Stunden gesintert. Die Gerüste wurden mit einer wassergekühlten Turbine (NSK PRESTO AQUA,

Kanuma, J) auf den Stumpf aufgepasst, um einen Randspalt zu vermeiden. Zudem wurde der Kronenrand ausgedünnt, damit ein harmonischer Übergang ohne Stufe zwischen Restauration und Zahn entstand.

3.3.3. VERBLENDUNG

Um alle 5 Serien trotz unterschiedlicher okklusaler Gerüstwandstärke vergleichen zu können, musste die Verblendung so gestaltet werden, dass im Endeffekt bei allen 5 Serien eine gleiche okklusale Stärke vorhanden war. Die Enddicke betrug bei allen Serien 2,5mm. Folglich ist die Verblendung bei den weniger anatoformen Gerüsten dicker als bei den mehr anatoformen Gerüsten.



Abb. 12: Verblendete Krone

Das verwendete Verblendmaterial

war Cercon Ceram Kiss (DeguDent, Hanau, D), eine speziell für Zirkonoxidkeramiken entwickelte Verblendkeramik. Zunächst wurden die Gerüste bei 1–2bar mit 120µm Aluminiumoxid abgestrahlt und anschließend abgedampft. Als Keramikofen wurde der Cergo press von Degussa verwendet (Degussa GmbH, Essen, D). Ein Liner wurde nicht aufgetragen, da in diesem Fall die Farbgebung unwichtig war. Es folgten zwei Dentinschichten (D A2), welche bei 830°C aufgebrannt wurden und eine Schmelzschicht (S 2), welche bei 820°C aufgebrannt wurde. Dentinmasse und Schmelzmasse wurden durch Riffeln verdichtet und das überschüssige Wasser mit einem Papiertuch entfernt. Durch diese Massenverdichtung wurde die Sinterschrumpfung verringert. Um die Form und die Schichtdicke zu definieren, wurden die verblendeten Kronen noch vor Aufbringen der Glasur mit einem Tasterzirkel vermessen und mit einer spe-

ziellen diamantierten Keramikfräse bearbeitet. Zuletzt wurde ein Glanzbrand bei 800°C durchgeführt. Um bei allen 40 Kronen ein möglichst identisches okklusales Relief zu erreichen, wurde die Form der Verblendung sehr einfach und schlicht gestaltet.

<u>Serie 1:</u>	Okklusale Wandstärke 0,5mm → Okklusale Verblendstärke 2,0mm
<u>Serie 2:</u>	Okklusale Wandstärke 0,6-0,8mm → Okklusale Verblendstärke 1,7-1,9mm
<u>Serie 3:</u>	Okklusale Wandstärke 0,7-1,3mm → Okklusale Verblendstärke 1,2-1,8mm
<u>Serie 4:</u>	Okklusale Wandstärke 0,7-1,3mm → Okklusale Verblendstärke 1,2-1,8mm
<u>Serie 5:</u>	Okklusale Wandstärke 0,7-1,3mm → Okklusale Verblendstärke 1,2-1,8mm

Tab. 9: Dimensionierung der Verblendung

3.3.4. ZEMENTIERUNG

Nachdem die Keramikrestauration und der Kunststoffzahn mittels Dampfstrahler gereinigt und entfettet worden waren, wurden sie mit Harvard Zement (Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, D), einem Zinkphosphat-Zement, zur definitiven Eingliederung zementiert. Der Zement wurde auf einer gekühlten Glasplatte angemischt. Die Keramikkrone wurde dünn und gleichmäßig mit dem Zinkphosphat-Zement benetzt und langsam auf den Stumpf gedrückt. Während des Aushärtezeitraums wurde die Krone mit leichtem Druck fixiert. Zum Aushärten benötigt der Zement ca. 8 Minuten, anschließend wurden die groben Überschüsse weggesprengt und die Zementfuge wurde leicht poliert.

3.4. BEWEGLICHES SOCKELN

Natürliche Zähne sind im Zahnhalteapparat, welcher aus Alveolarknochen, Gingiva, Desmodont und Zement besteht, nicht völlig starr gelagert. Die maximale natürliche

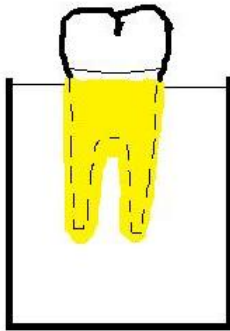


Abb. 13: Schematische Darstellung der beweglichen Sockelung



Abb. 14: Beweglich gesockelter Zahnstumpf

Zahnbeweglichkeit liegt zwischen 12 und 28µm bei Belastungen zwischen 1 und 10N [65, 129]. Sie ist abhängig von der Anzahl der Sharpey- Fasern und damit von der Größe der Wurzeloberfläche. Durch die physiologische Zahnbeweglichkeit können intrudierende oder horizontal wirkende Kräfte gut abgefangen werden [98]. Um diese Beweglichkeit nachzuahmen, muss der Kunststoffzahn beweglich gelagert werden.

Zuerst wurden die Kunststoffzähne mit der Wurzel dreimal in Tiefzieh wachs (S-U-Tauchwachs 85°C, Schuler-Dental, Ulm, D) getaucht, wobei eine Wachsdicke von ca. 1 mm entstanden ist. Diese Wachsschicht wurde nach mehreren Zwischenschritten durch den Polyether Impregum Penta (3M-ESPE, Seefeld, D) ersetzt. Die Wachsschicht musste nun bis ca. 1-2 Millimeter unterhalb der Präparationsgrenze entfernt werden. Oberhalb der Wachsschicht umschloss man den Zahn mit Boxing-Wachs, außerdem wurde noch eine Halterung aus Boxing-Wachs hergestellt. Der Zahn wurde dann in kleinen Silikonförmchen mittels Palapress Vario (Hereaus Kulzer, Hanau, D)

zentral fixiert. Um die eindeutige Position der Zähne zu sichern, damit die spätere Polyetherschicht gleichmäßig sein konnte, wurden die Zähne mit Blaugips (Moldano, Kl. III, Hereaus Kulzer, Wehrheim D) verschlüsselt. Im Folgenden trennte man die in Gips fixierten Zähne von der Kunststoffform und säuberte sie mit dem Dampfstrahler von Wachsresten. Nachdem die Palapressform und die Zähne mit Polyether Adhäsiv (3M-ESPE, Seefeld, D) benetzt waren, konnte Impregum in die Palapressform gegeben werden und die Zähne konnten wieder reponiert werden. Nachdem der Polyether ausgehärtet war, konnte der Gips entfernt und die Polyetherüberschüsse versäubert werden.

3.5. KAUSIMULATION



Abb. 15: Krone vorbereitet für Kausimulation

Um die Zähne im Kausimulator fixieren zu können, mussten sie zunächst in geeigneten Metalltöpfen gesockelt werden. Diese Metalltöpfe wurden zunächst mit Vaseline benetzt und das Loch am Boden der Töpfe mit Boxing Wachs verschlossen. Die beweglich gesockelten Zähne wurden anschließend zentral und aufrecht in dem mit Palapress Vario gefüllten Metalltopf positioniert.

Die keramischen Restaurationen und ihre Antagonisten wurden in einer Höcker-Fissuren-Verzahnung in den Kausimulator eingebracht. Es erfolgte eine mechanische

und eine thermozyklische Belastung. Die Proben wurden mit einer Kaufrequenz von 1,66Hz mit 50N okklusal belastet. Insgesamt wurden 1200000 Kauzyklen durchgeführt. Mit destilliertem Wasser wurden die Proben in 6000 Zyklen à 2 Minuten, bei abwechselnden Temperaturen von 5°C und 55°C, umspült. Mit der eben beschriebenen

nen Kausimulation wurde eine Tragedauer von 5 Jahren im Mund nachgeahmt [94, 146, 147, 150].



Abb. 16: Regensburger Kausimulator

4. AUSWERTUNG

4.1. ABFORMUNG

Um die Qualität des Randspaltes und den Verschleiß der Keramikrestorationen zu dokumentieren, wurden vor und nach der Kausimulation einzeitige, zweiphasige Abformungen mit einem Polyether durchgeführt. Als niedrigvisköse Phase wurde Permadyne Garant 2:1 (3M-ESPE, Seefeld, D), als hochvisköse Phase Permadyne Penta H/L (3M-ESPE, Seefeld, D) verwendet. Die abzuformende Fläche wurde zuerst mit niedrigviskösem Permadyne Garant 2:1 umspritzt und das Material dann dünn verblasen, um eine präzise Abformung zu erhalten. Ein mit hochviskösem Permadyne Penta H/L gefüllter Abformlöffel wurde anschließend darüber positioniert. Die Abbindezeit betrug ca. 6 bis 7 Minuten. Abgeformt wurde der Randspalt von mesial und distal jeweils vor und nach der Kausimulation und die Okklusalfäche, auch jeweils vor und nach der Kausimulation. Die Abdrücke der Okklusalfächen wurden nach einer Rückstellzeit von 30 Minuten mit weißem Superhartgips (Tewestone, weiß, Kettenbach Dental, Eschenburg, D) ausgegossen. Außerdem wurden sowohl die Okklusalfächenabdrücke als auch die Randspaltabdrücke ebenso nach einer Rückstellzeit von 30 Minuten mit Epoxidharz (Rencast CW 2215, Huntsman Advanced Materials GmbH, CH, Ren HY 5162, Gößl/Pfaff, Karlskron, D) ausgegossen.

4.2. EINSCHANNEN DER GIPSREPLIKAS

Die Gipsreplikas wurden mit dem Laserscan 3D Pro eingescannt. Mit Hilfe dieser Scanbilder konnte ein guter Vorher-Nachher-Vergleich der Keramikrestorationen durchgeführt werden. Das Laserscan 3D Pro-Gerät arbeitet mit dem Betriebssystem Linux und dient vor allem der Ermittlung und Analyse von Volumeninformationen in der Materialforschung. Die Messtechnologie dieses optomechanischen Messsystems

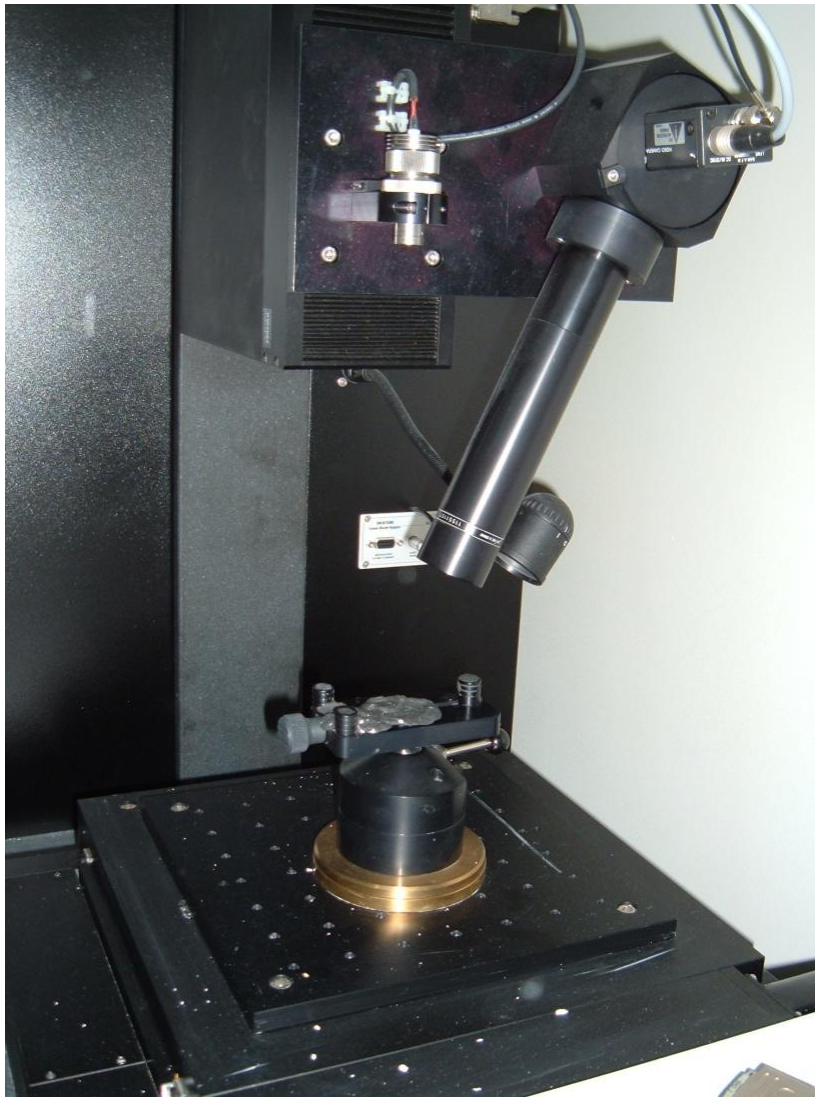


Abb. 17: Laserscan 3D Pro-Gerät

basiert auf optischer Reflexion. Ein Laserstrahl wird in Form einer dünnen Linie auf ein Objekt projiziert und von einem seitlichen Blickwinkel aus erscheint der Strahl wie ein Schnittprofil des Objekts. Dieses Profil ändert sich, während das Objekt unter der Linie bewegt wird. Eine Aufnahme und Abspeicherung erfolgt in regelmäßigen Abständen. Es entsteht ein Oberflächenmodell, das sich aus allen gescannten Profilen zusammensetzt, nachdem die Bewegung des ganzen Objekts unter der Laserlinie abgeschlossen ist.

Technisch wird diese Methode mit Hilfe einer Kamera, die die Linie von einem festgelegten Winkel aus betrachtet, realisiert. Sie erfasst die Schnittprofile in kurzen Zeitabständen und übergibt sie einer, die einzelnen Punkte speichernden Software.

Das Softwaremodul „Scan 3D“ dient zur Datenerfassung (es steuert also die Hardware des Laserscanners, liest die eingehenden Signale, wertet diese aus und speichert die erhaltenen dreidimensionalen Messpunkte in einer Datei ab). Nachdem Scan 3D gestartet wurde, findet eine Kalibrationsfahrt statt, während der der Verfahrtschicht im

Scanner automatisch in seine Endlage und anschließend in eine Mittelposition gefahren wird. Mit Hilfe des Joysticks kann der Verfahrtsch von Benutzer in die Achsen x, y und z ausgelenkt werden. Um die Kaufläche des Zahnes 46 zu vermessen, wurden die Gipsreplika mit Hilfe von Knetmasse im Scanner positioniert. Bevor die Messung beginnen konnte, musste das Messobjekt optimal zum Messfeld positioniert werden. Zuerst wurde die x-Achse so eingestellt, dass der Laserstrahl mittig auf der Kaufläche erscheint. Hierbei musste das Messobjekt selbst und nicht der Monitor beobachtet werden. Dann wurde die y-Achse in Position gebracht. Der Zahn sollte in der Ebene des Objektivs stehen. Auch hier sollte auf das Objekt selbst geachtet werden. Um anschließend das Objekt auf dem Monitor besser erkennen zu können, wurde die Innenbeleuchtung des Scanners angeschaltet. Zuletzt musste durch Bewegen der z-Achse der Strahl so eingestellt werden, dass er im gewünschten Messgebiet mittig auf dem Bildschirm erscheint. Das Profil der Laserlinie erscheint seitlich versetzt, da das Objektiv den Zahn aus einem bestimmten Winkel betrachtet. Der seitliche Versatz beinhaltet die Höheninformation. Für den Messvorgang selbst wurde nur die x-Achse benötigt, da das Messobjekt während der Messung von links nach rechts bewegt wurde. Bevor die Messung starten konnte, musste das Objekt zum Anfangspunkt gefahren werden, welcher rechts von dem zu erfassenden Messfeld lag.

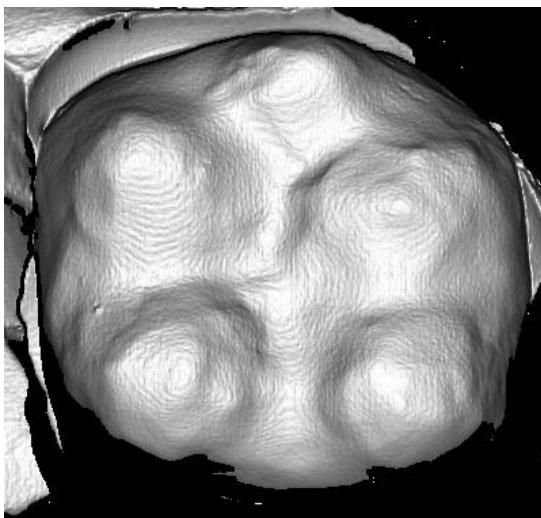


Abb. 18: 3D Scan vor Kausimulation

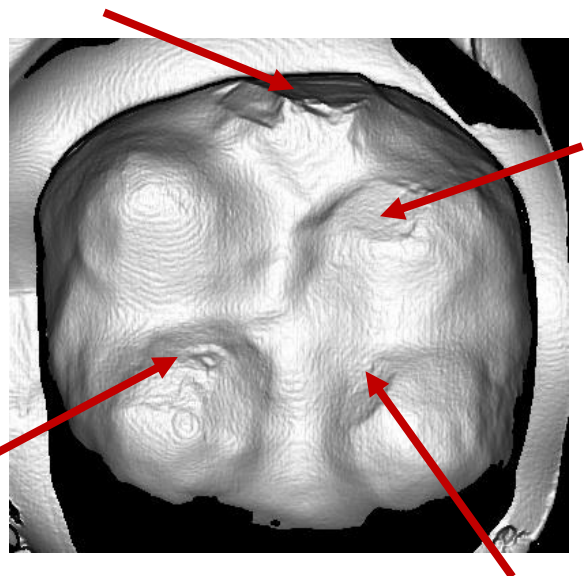


Abb. 19: 3D Scan nach Kausimulation

Die eingestellten Parameter zur Vermessung einer einzelnen Okklusalfäche waren 12mm Verfahrweg bei einer Auflösung von 30µm. Beim Messvorgang selbst wurde der Tisch samt Probe von rechts nach links gefahren und der Laserstrahl konnte die gesamte Oberfläche abtasten. Die Genauigkeit der einzelnen Messpunkte ist deutlich höher als die Auflösung des Messrasters, das in einem Raster von 30µm x 30µm Punkte mit einer Auflösung von 2µm ermittelt.

4.3. RASTERELEKTRONENMIKROSKOP

Die Keramikkrone, welche nach der Kausimulation ein Chipping aufwies, wurden im Rasterelektronenmikroskop (SEM; Quanta; FEI-Phillips, Eindhoven, NL) untersucht. Man brachte die Krone auf den Objektträger auf, ein Sputtern fand nicht statt. Es wurden sowohl Überblicksaufnahmen als auch Detailaufnahmen der Defektflächen erstellt. Die Vergrößerung betrug 20x bis 200x, der Arbeitsabstand zwischen 29,8mm und 46,8mm, die Stromstärken 4kV, 8kV und 10kV. Die Messungen wurden unter low vacuum durchgeführt.

Zur Ermittlung der Defektfläche, wurden Höhe und Breite der Abplatzungen gemessen und daraus die Fläche berechnet. Um alle fünf Serien vergleichen zu können, wurden die durchschnittlichen Defekthöhen, Defektbreiten und Defektflächen jeder Serie angegeben.

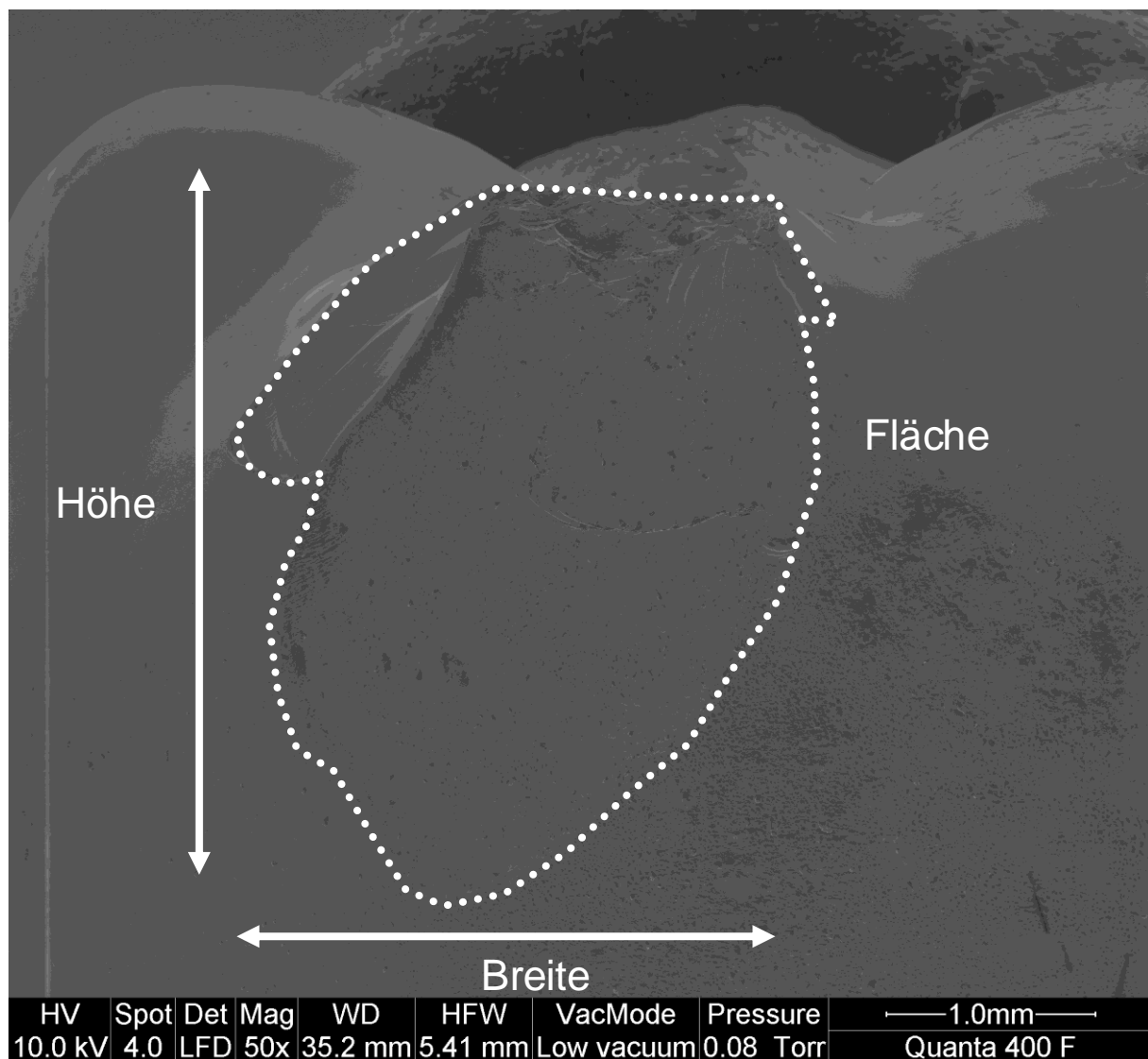


Abb. 20: REM-Bild vom Chipping, Darstellung der Defektvermessung

4.4. VISUELLE BETRACHTUNG UND DOKUMENTATION

Nach der Kausimulation wurden alle Defekte, sowohl Abrasionen als auch Abplatzungen, an den Keramikkrone zu Dokumentationszwecken fotografiert.

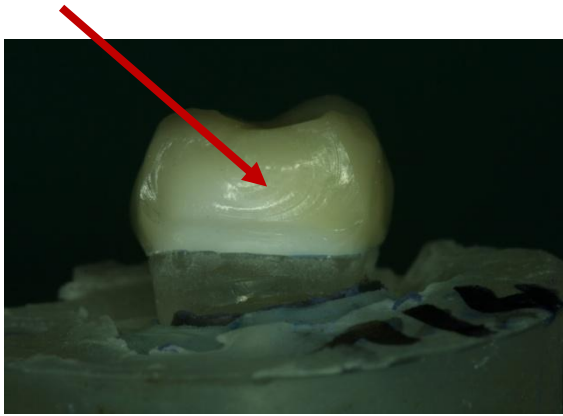


Abb. 21: Chipping distal

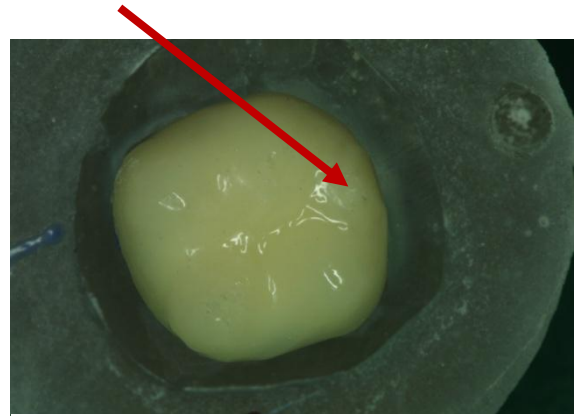


Abb. 22: Chipping okklusal

Die Kronen wurden außerdem unter Vergrößerung betrachtet, wobei ebenso die Defektgröße und die Defektlokalisation ermittelt und schriftlich festgehalten wurden.

5. ERGEBNISSE

5.1. LASERSCAN 3D PRO UND VISUELLE BETRACHTUNG

Prinzipiell können Defekte von verschiedenem Bruch-Typ auftreten. Die Fraktur kann dabei innerhalb des Verblendmaterials oder zwischen Verblendung und Gerüst verlaufen. Auch eine Totalfraktur der Vollkeramikkrone, bei welcher sich der Bruch durch Gerüstmaterial und Verblendmaterial erstreckt, ist möglich.

Abplatzungen („Chippings“) traten bei jeder der 5 Serien auf, jedoch variierten Anzahl und Ausprägung der Abplatzungen. Defekte der Kategorien „Totalfraktur der Krone“ und „Fraktur zwischen Verblendung und Gerüst“ fanden nicht statt.

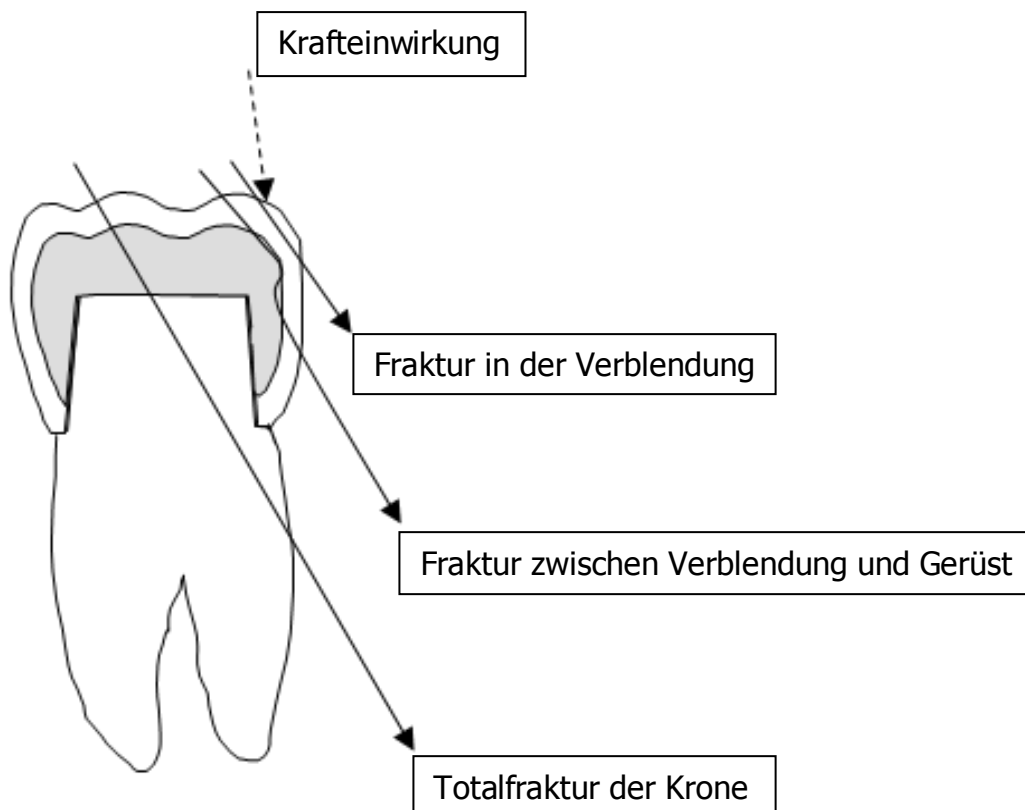
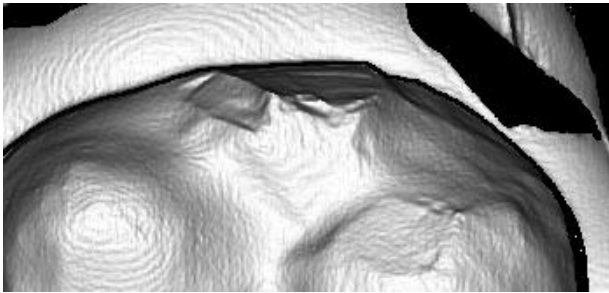
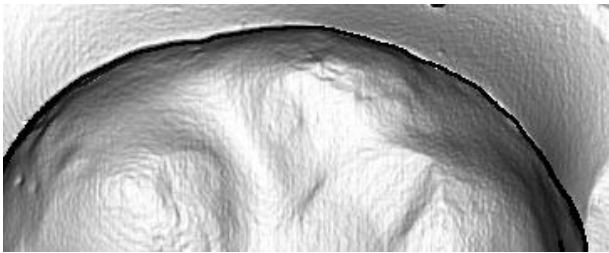
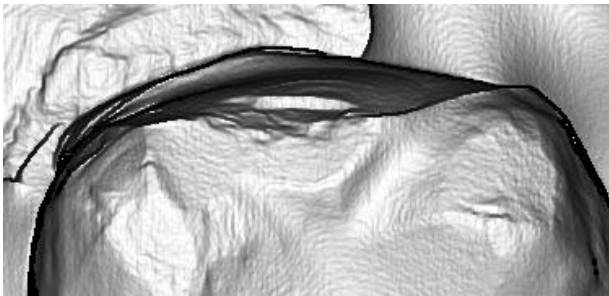
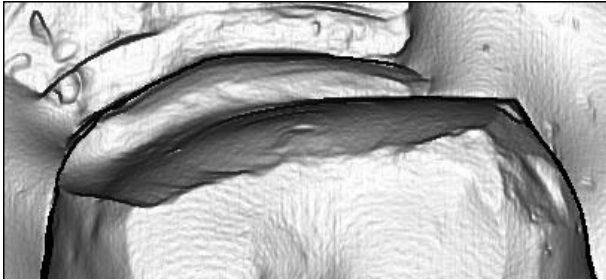
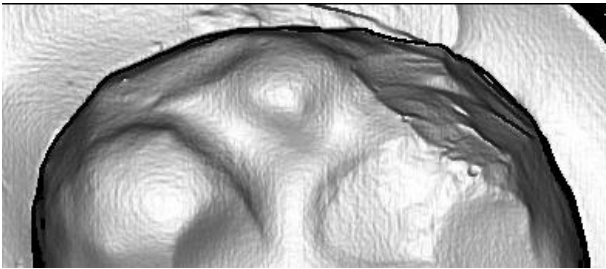
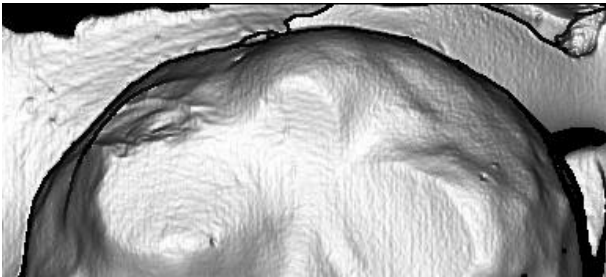


Abb. 23: Darstellung der Frakturtypen

Serie 1

Insgesamt wurden hier bei sechs von acht Proben Chippings festgestellt. Vier der Abplatzungen konnten im distalen Bereich der Krone festgestellt werden, eine befand sich distovestibulär, eine distolingual. Die Defekthöhe betrug im Mittel 3mm und die Defektbreite 2,2mm. Die durchschnittliche Defektfläche lag bei 8,1mm².

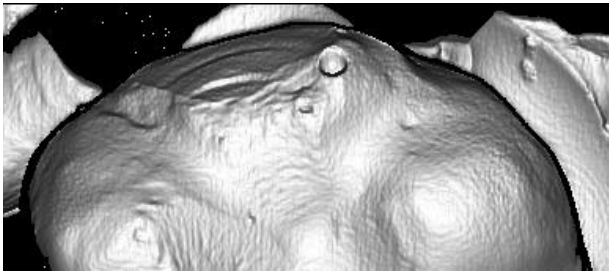
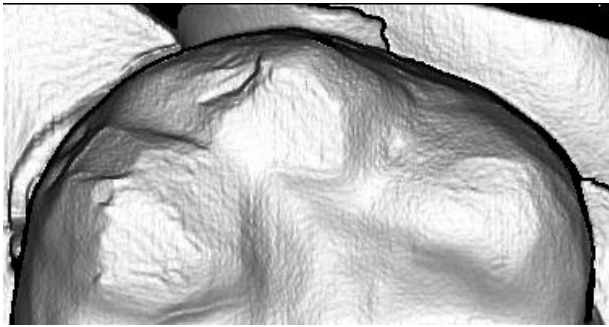
	Höhe	Breite	Fläche
Defekt 1 (d) 	2,5mm	2mm	5mm ²
Defekt 2 (d) 	1mm	1mm	1mm ²
Defekt 3 (d) 	5mm	3,5mm	17,5mm ²

Defekt 4 (d)	5mm	3,5mm	17,5mm ²
			
Defekt 5 (dv)	3mm	2mm	6mm ²
			
Defekt 6 (dl)	1,5mm	1mm	1,5mm ²
			

Tab. 10: Defektstellen Serie 1 (3D-Darstellung; d=distal, dv=distovestibulär, dl=distolingual)

Serie 2

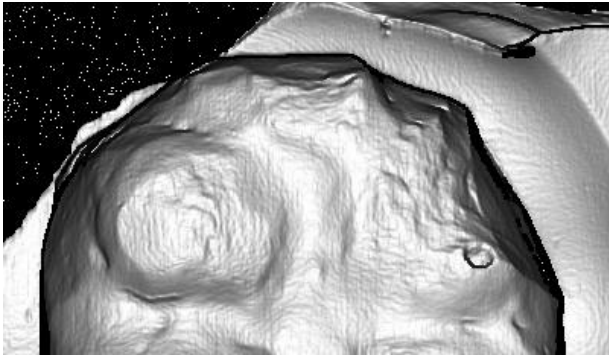
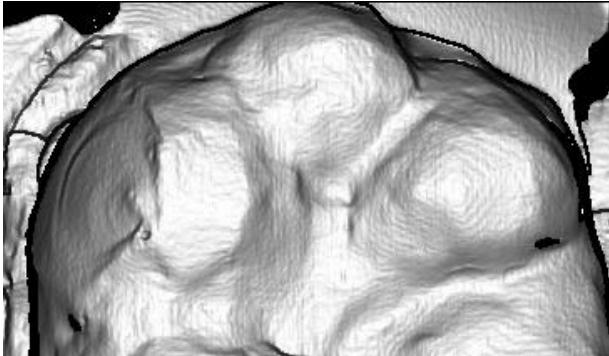
In dieser Serie wurden bei zwei von acht Proben Chippings festgestellt. Die Lokalisationen waren distal und distolingual. Durchschnittlich betrug die Defekthöhe 2mm, die Defektbreite 1,5mm. Es ergab sich eine mittlere Defektfläche von 3,5mm².

	Höhe	Breite	Fläche
Defekt 1(d) 	3mm	2mm	6mm ²
Defekt 2 (dl) 	1mm	1mm	1mm ²

Tab. 11: Defektstellen Serie 2 (3D-Darstellung; d=distal, dl=distolingual)

Serie 3

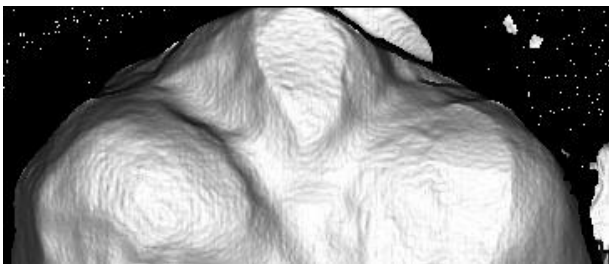
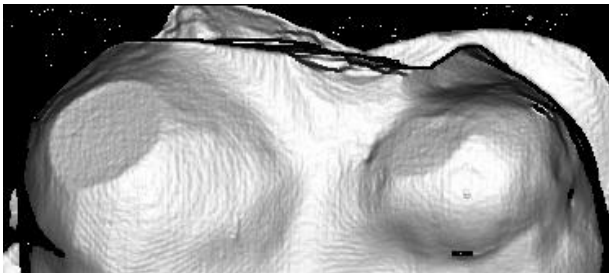
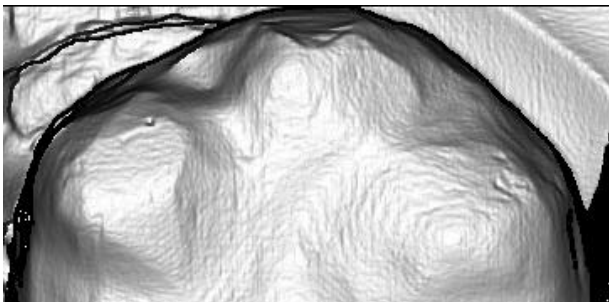
Auch bei dieser Serie wurden bei zwei von acht Proben Chippings entdeckt, die sich distal, distovestibulär und distolingual befanden. Die mittlere Höhe lag bei 1,3mm, die mittlere Breite bei 1,3mm, die mittlere Fläche betrug 2,1mm².

	Höhe	Breite	Fläche
Defekt 1 (dv) 	2mm	2mm	4mm ²
Defekt 2 (dl) 	0,5mm	0,5mm	0,25mm ²

Tab. 12: Defektstellen Serie 3 (3D-Darstellung; dv=distovestibulär, dl=distolingual)

Serie 4

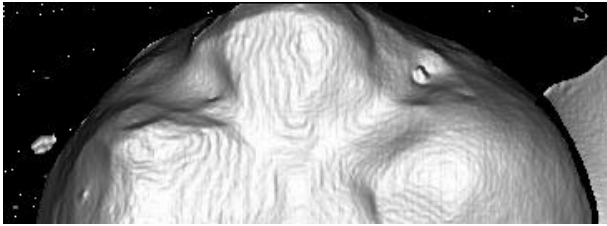
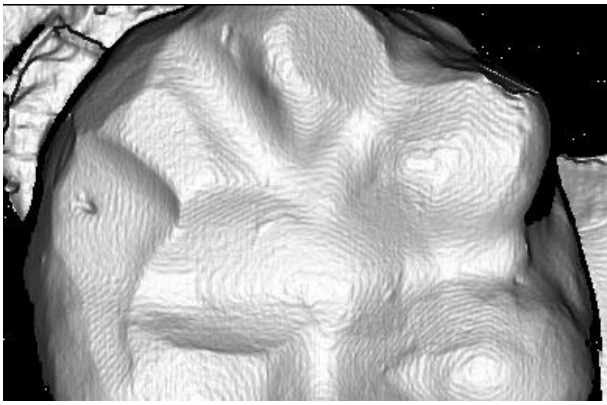
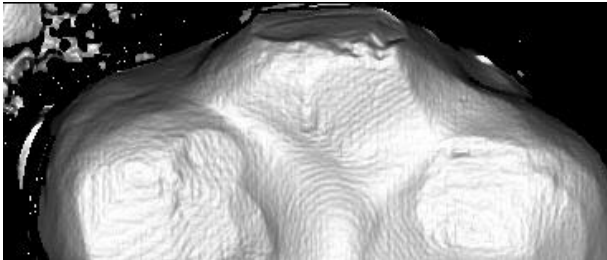
Hier wurden bei drei von acht Proben Chippings gefunden, die sich alle im distalen Bereich befanden. Die durchschnittliche Defekthöhe betrug 2,3mm, die durchschnittliche Defektbreite 1,7mm. Die mittlere Defektfläche lag bei 5,7mm².

	Höhe	Breite	Fläche
Defekt 1 (d) 	1mm	1mm	1mm ²
Defekt 2 (d) 	5mm	3mm	15mm ²
Defekt 3 (d) 	1mm	1mm	1mm

Tab. 13: Defektstellen Serie 4 (3D-Darstellung; d=distal)

Serie 5

Hier wurden bei drei von acht Proben Chippings festgestellt, die distolingual, disto-vestibulär, lingual und distal lokalisiert waren. Die Defekthöhe betrug im Mittel 3,3mm, die Defektbreite 1,7mm und die Defektfläche 7,3mm².

	Höhe	Breite	Fläche
Defekt 1 (dl) 	1mm	1mm	1mm ²
Defekt 2 (l+dv) 	6mm	3mm	18mm ²
Defekt 3 (d) 	3mm	1mm	3mm ²

Tab. 14: Defektstellen Serie 5 (3D-Darstellung; dl=distolingual, l=lingual, dv=distovestibulär, d=distal)

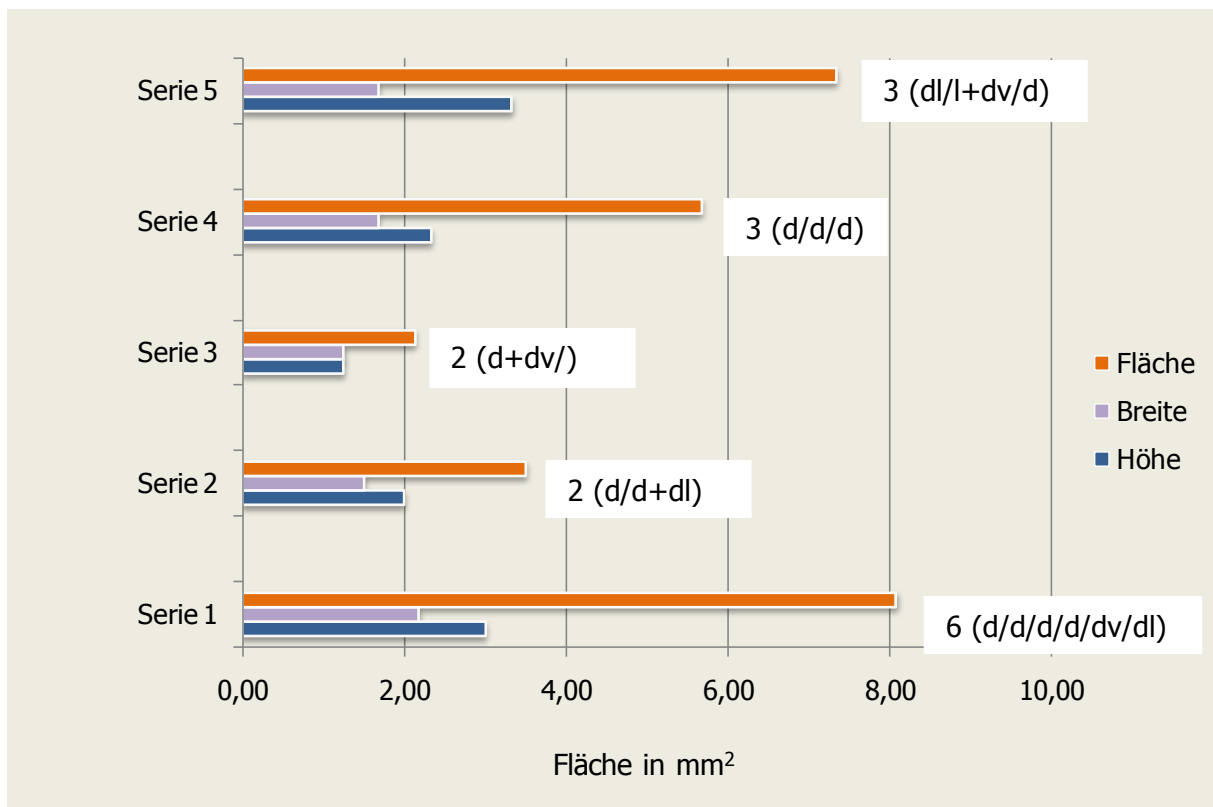


Abb. 24: Vergleichende Darstellung der Defekthöhen, -breiten, -flächen (d=distal, l=lingual, dv=distovestibulär, dl=distolingual)

In diesem Diagramm sind die oben aufgeführten Durchschnittswerte der Defekthöhen, -breiten und -flächen noch einmal dargestellt. Bei Serie 1 (einfaches Gerüst ohne Anatoformität, ausreichende Passung) konnten die größten und meisten Defekte festgestellt werden. Serie 2 (leicht anatoformes Gerüst, ausreichende Passung) und Serie 3 (sehr anatoformes Gerüst, ausreichende Passung) sind hinsichtlich der Defektanzahl identisch, jedoch ist die Defektgröße bei Serie 3 kleiner als bei Serie 2. Im Vergleich zu Serie 1, wurde bei der 2. und 3. Serie eine deutliche Verringerung der Defektgröße und Defektanzahl festgestellt. Bei Serie 4 (sehr anatoformes Gerüst, mittlere Passung) und Serie 5 (sehr anatoformes Gerüst, gute Passung) ist die Anzahl der Defektstellen identisch, wobei Serie 4 kleinere Defektgrößen aufwies. Insgesamt

waren die Defekte jedoch größer und zahlreicher als bei den Serien 2 und 3, jedoch geringer als bei Serie 1.

5.2. RASTERELEKTRONENMIKROSKOP

Mit Hilfe der Untersuchung der Keramikronen unter dem Rasterelektronenmikroskop konnten die Chippings genauer betrachtet werden und es gelang, die für eine Abplatzung einer keramischen Verblendung typischen Verlaufslinien und Zonen aufzuzeigen. Eine attraktive Methode, um Bruchmechanismen zu charakterisieren, ist die Fraktographie. Durch die Analyse der Bruchflächen kann der Ursprung des Risses bestimmt werden, außerdem erlaubt die Fraktographie Aussagen über die Höhe der Spannung, die sich im Material vor der Fraktur aufgebaut hat. Es besteht die Möglichkeit zu zeigen, wie sich ein kleiner Defekt zu einer großen Fraktur ausbreitet. Typische Elemente der Analyse sind sich vom Defektursprung strahlenförmig ausbreitende Risslinien.

Auf dem nachstehenden rasterelektronenmikroskopischen Bild ist eine Abplatzung zu sehen, typische Merkmale eines solchen Defekts wurden vergrößert dargestellt.

A markiert die Stelle, an welcher die punktförmige Einwirkung einer äußeren Kraft stattfand, die zum Chipping führte. Ein solcher Defekt kann jedoch nicht nur durch äußeren Stress, sondern auch durch Materialschwachstellen wie Porositäten oder Lufteinschlüsse entstehen. B zeigt die halbmondförmige Ausbreitung des Bruchs. Innerhalb der Abplatzung existieren verschiedene Zonen, welche sich nacheinander, ausgehend vom Defektursprung, aufreihen. Zuerst bildet sich eine diffuse, relativ homogene Region („mirror“=Spiegel), anschließend eine eher inhomogene Zone („mist“=Nebel, Schleier) und dann sich radial ausbreitende Linien („hackles“=wörtlich: Hecheln). Treffen die „hackles“ in ihrem Verlauf auf Hindernisse, umfließen sie diese, sichtbar in C und D. An bestimmten Stellen („arrested lines“=Haltelinien) des Defektes kann die Ausbreitung der „hackles“ zum Stillstand

kommen, ebenso zu sehen in C und D. Der Ursprung des Bruches liegt immer auf der konkaven Seite der „arrest lines“. An dichteren Stellen des Verblendmaterials können sich abgerundete Kompressionswirbel bilden („compression curls“=Kompressionszonen), zu sehen unter E [197].

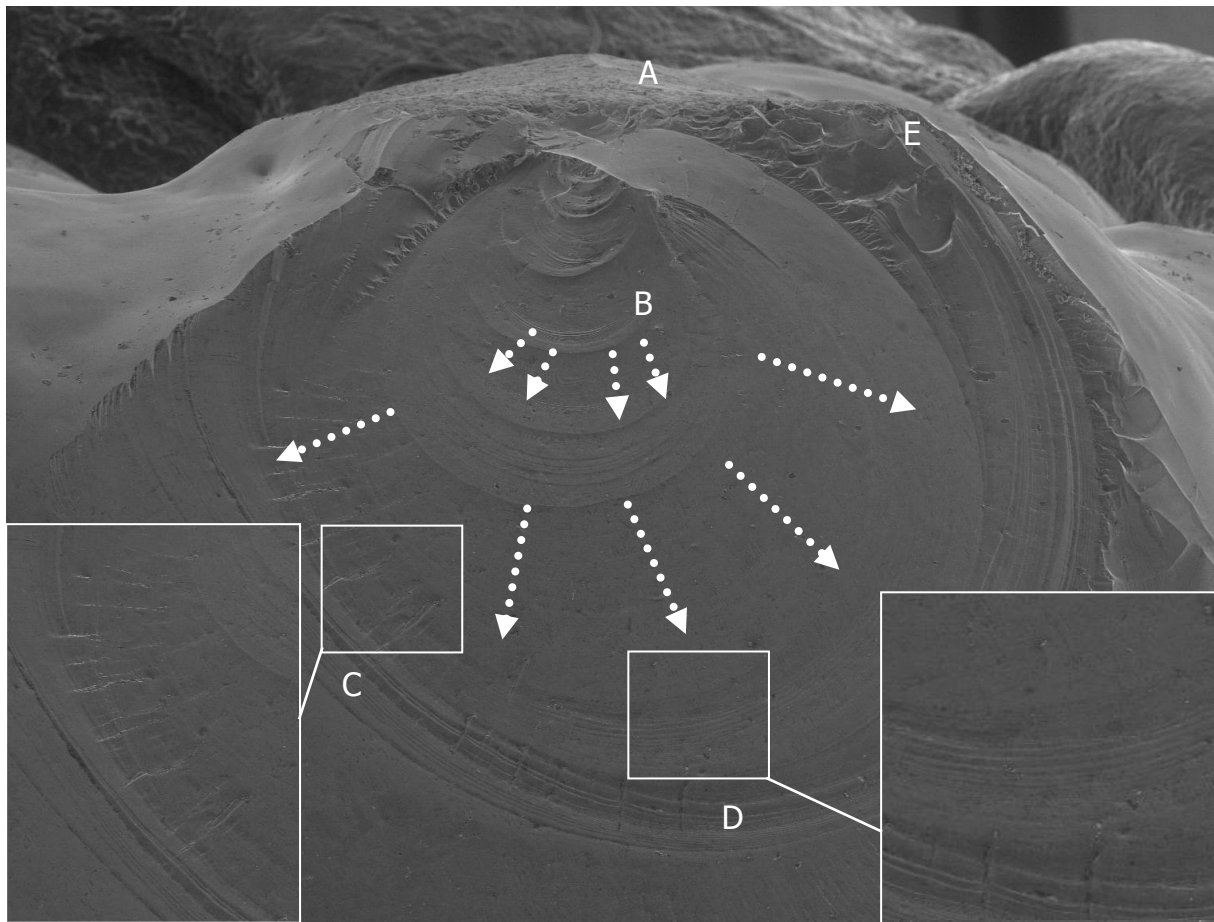


Abb. 25: REM-Bild, Darstellung der typischen Defektausbreitung; A=Krafteinwirkung, Defektursprung, B=Defektausbreitung, C/D=Haltelinien (arrest lines), E=Kompressionswirbel („compression curls“)

Nachfolgend sind einige Beispiele zu Chippings an den Kronen aufgeführt. Auch hier konnten die typischen Merkmale der Abplatzungen, wie sie bereits beschrieben wurden, gesehen werden.

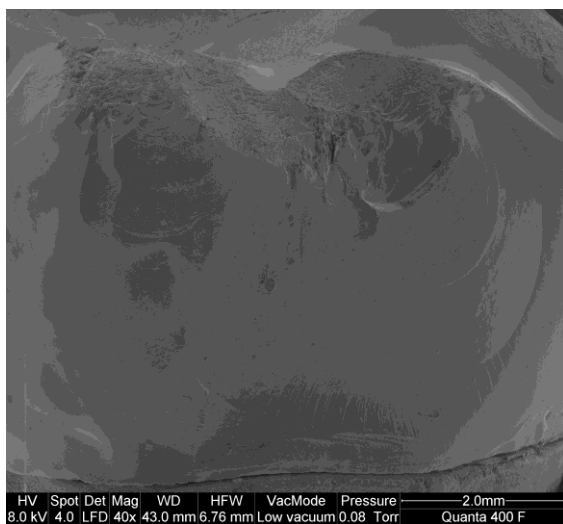


Abb. 26: REM-Bild, Serie 1, Chipping distal

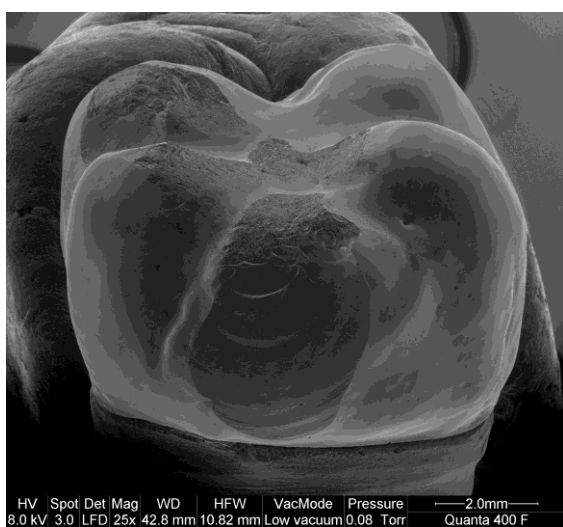


Abb. 27: REM-Bild, Serie 2, Chipping distal

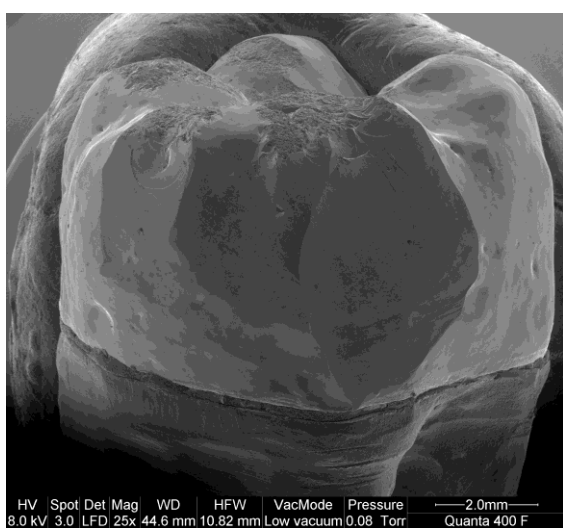


Abb. 28: REM-Bild, Serie 3, Chipping distal und distovestibulär

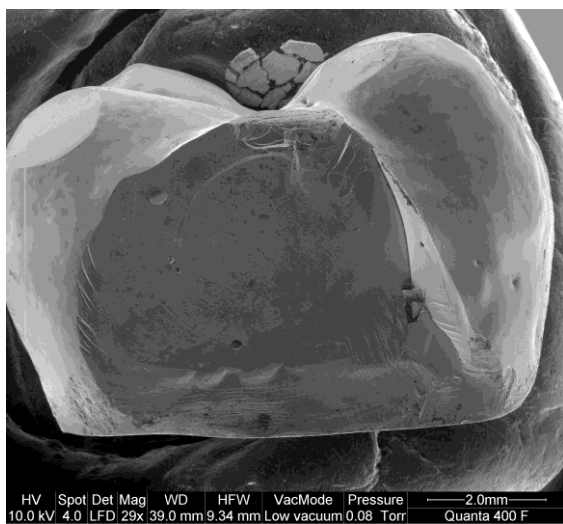


Abb. 29: REM-Bild, Serie 4, Chipping distal

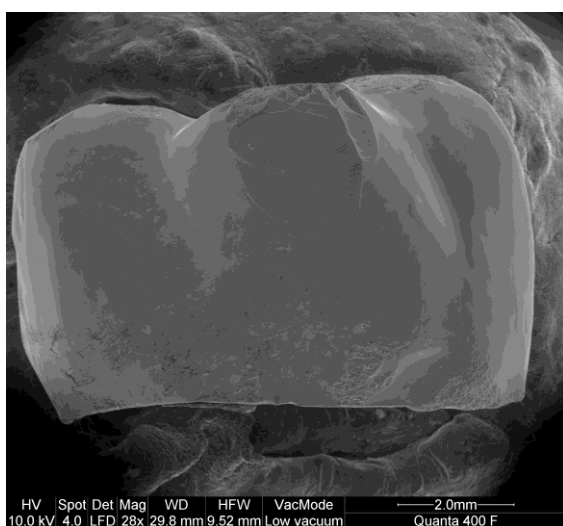


Abb. 30: REM-Bild, Serie 5, Chipping distal

6. DISKUSSION

Vollkeramische Systeme mit einem Gerüst aus Zirkonoxidkeramik gehören zum klinischen Alltag in der Zahnheilkunde. Anfänglich wurden diese Systeme vor allem im ästhetisch empfindlichen Frontzahngebiet eingesetzt, in welchem die Restaurationen geringeren mechanischen Belastungen ausgesetzt waren. Heute finden die vollkeramischen Restaurationen ebenfalls im Seitenzahngebiet Verwendung, in welchem sie allerdings hohen Kaufkräften Widerstand leisten müssen. Ziel dieser Studie war es daher, die Haltbarkeit von Verblendungen auf Zirkonoxidkeramikgerüsten zu testen und den Einfluss von okklusaler Unterstützung und Passung der Krone zu untersuchen.

Bei einer In-vitro-Untersuchung sind die Versuchsbedingungen eingeschränkt, da gewisse am Patienten auftretende Parameter nicht nachgeahmt werden können. Um ein akzeptables Ergebnis zu erzielen, können methodische Fehler minimiert werden und Faktoren wie beispielsweise die Nachahmung der physiologischen Zahnbeweglichkeit oder der mechanischen und thermischen Wechselbelastung in der Mundhöhle beachtet werden. Die Resultate einer solchen In-vitro-Studie können einen Hinweis auf mögliche klinische Ergebnisse geben.

6.1. ZAHNMODELL

Für diesen Versuch wurden anatomisch geformte Zähne aus dem PMMA-Kunststoff Palapress Vario verwendet, die von einem Morita-Zahn der Kategorie 46 kopiert wurden. Da der präparierte Zahn mit einer Dublierform vervielfacht wurde, war gewährleistet, dass alle Zähne dieselbe Form hatten. Dies war von Vorteil, da Parameter wie unterschiedliche Wurzel- oder Zahnform und Präparationsabweichungen, wie es bei der Verwendung von natürlichen Zähnen oder bei einer klinischen Studie der Fall ist, keinen Einfluss auf das Defektverhalten der Kronen haben, sondern die gewünschten

Faktoren - Anatoformität und Passung - bewertet werden können. Andererseits muss beachtet werden, dass die Gleichheit und Makellosigkeit der hier verwendeten Kunststoffzähne kaum mit der klinischen Realität übereinstimmt. Die Zähne wiesen keinerlei kariöse Läsionen, Füllungen, endodontische Behandlungen oder Traumatisierungen auf, was eine Zunahme der Sprödigkeit oder eine Instabilität des Zahnes zur Folge haben kann und damit auch die Lebensdauer der prothetischen Restauration unter klinischen Bedingungen beeinflussen kann. Bei in-vivo überkronten Zähnen sind solche Voraussetzungen nicht realistisch, da ein gesunder Zahn äußerst selten prothetisch versorgt wird. Auch die mechanischen Werte von PMMA-Kunststoff und von natürlicher Zahnhartsubstanz sind unterschiedlich. Es ergab sich in einer Studie bezüglich thermischer und mechanischer Wechsellast, die auf diverse Zahnersatzmaterialien ausgeübt wurde, eine Ausfallrate von 100% für Frontzähne aus PMMA-Kunststoff [149]. Ebenso weist PMMA-Kunststoff ein E-Modul von 6,8GPa auf, während Dentin ein E-Modul von 18 bis 20GPa vorweisen kann [148]. Diese abweichenden Werte können sich auf das Bruchverhalten der Kronen bezüglich Bruchfestigkeit und Dämpfung auswirken und eine Diskrepanz zwischen klinischen Werten und In-vitro-Studie hervorrufen. Alles in allem kann vermutet werden, dass diese Vereinheitlichung der Zahnstümpfe eine weniger starke Streuung der Messergebnisse zur Folge hat als es bei einer In-vivo-Studie oder bei der Verwendung von natürlichen Zähnen der Fall gewesen wäre.

Um die natürliche Zahnbeweglichkeit zu imitieren, wurden die Zähne beweglich gesockelt, indem ein künstliches Parodontium aus Polyetherabformmasse geschaffen wurde. Aufgrund einer herstellungsbedingten Variabilität in der Polyetherdicke können die Zähne im künstlichen Zahnbett verschiedene Beweglichkeiten und Kippungen aufweisen, was wiederum Auswirkungen auf die Beständigkeit der Restauration haben kann. Die Schwankungen bei der Herstellung des Parodonts können vernachlässigt werden, wenn man berücksichtigt, dass die im natürlichen Gebiss nicht selten auftretenden pathologischen Zustände des Zahnhalteapparates, wie fortgeschrittener Knochenabbau oder vergrößerter Desmodontalspalt, diese Unregelmäßigkeiten widerspiegeln. Die Beeinflussung der Messergebnisse dadurch ist vermutlich vernach-

lässigbar. Die sowohl unter In-vitro- als auch unter In-vivo-Bedingungen auftretenden Zahnbeweglichkeiten verursachen bei rein okklusaler Belastung zusätzliche Zug- und Scherkräfte. Diese können zu niedrigeren Bruchfestigkeitswerten führen, da Keramiken auf Druck besser belastbar sind als auf Zug- und Scherkräfte [56]. Die erreichte axiale Zahnbeweglichkeit lag bei 50 bis 200µm bei einwirkenden Kräften von ca. 50 bis 100N [147], was eine gute Näherung an die natürliche Zahnbeweglichkeit ist. Diese beträgt bei einer Belastung von 1 bis 10N, 12 bis 28 µm [65, 129].

6.2. PRÄPARATION

Bei der Präparation der zu überkronenden Zähne für das Cercon-System muss eine abgerundete Stufe oder ausgeprägte Hohlkehle präpariert werden mit einem zirkulären, marginalen Abtrag von 1mm und einer Konizität der Axialflächen von 3° bis 4°. Alle Kanten am Stumpf müssen abgerundet sein, da durch scharfe Kanten Spannungsspitzen und Brüche in der Keramik auftreten können. Eine „Dachrinnenpräparation“ sowie unter sich gehende Bereiche sind zu vermeiden, da in diesem Fall die Präparationsgrenze vom Scanner nicht richtig erkannt wird und es zu Passungenauigkeiten kommen kann. Ebenso zu vermeiden ist eine Überhitzung des Zahnes durch fehlende Wasserkühlung, was in diesem Fall nicht relevant war, da duplizierte Kunststoffzähne verwendet wurden [29, 186].

In dieser Studie konnten all diese Kriterien eingehalten werden, da ein makelloser Zahn unter guten Sichtverhältnissen außerhalb der Mundhöhle präpariert wurde. Wird eine Präparation am Patienten durchgeführt, so muss beachtet werden, dass schlechte Sichtverhältnisse, auszugleichende Zahnfehlstellungen, wie Kippungen, Rotationen oder Elongationen, aber auch zu fassende Füllungsråder, die Präparation erschweren, was sich wiederum negativ auf die Passung auswirken kann.

Diverse Versuchsaufbauten, welche sich mit den Themengebieten Präparationswinkel und Präparationsdesign auseinandergesetzt haben zeigen jedoch, dass auch alternative Präparationskonzepte durchaus ihre Berechtigung haben. So existieren Studien

darüber, dass ein Präparationswinkel von 12° im Vergleich zu Präparationswinkeln von 4° und 8° den besten Randschluss ermöglicht [14, 15]. Auch die Kronenpassung war sehr gut mit einem 12° Winkel [14]. Bei den Präparationen mit einem 4° und einem 8° Winkel konnte der Randschluss durch die individuelle Aufpassung wesentlich verbessert werden, jedoch erreichen die Ergebnisse nicht dieselbe Güte wie bei der 12° Präparation ohne Aufpassung. Beuers Versuche bezüglich des Präparationsdesigns bestätigen die Präparationsanleitung des Herstellers. Diejenigen Keramikkrönen, die auf einem Stumpf mit Stufenpräparation hergestellt wurden, wiesen die höchste Bruchresistenz auf. Jedoch kann für endodontisch behandelte Zähne und für Zähne mit sehr dünnem Zahnhartsubstanzmantel auch eine Präparation mit leichter Hohlkehle empfohlen werden [13].

6.3. GERÜSTHERSTELLUNG

In dieser Studie begann die Gerüsterstellung mit dem Einscannen des Kunststoffstumpfes. Somit konnten Gefahrenquellen, wie die Abdrucknahme oder die Herstellung des entsprechenden Meistermodells, welche Ungenauigkeiten hervorrufen können, umgangen werden. Ein anderer, die Qualität und Passgenauigkeit des Gerüsts beeinflussender Faktor ist die mechanische Bearbeitung des Rohlings durch das Fräsgerät. Je nach Hersteller existieren verschiedene Fräsbahnen, variierende Größen und Formen der Fräsen sowie unterschiedliche Schnittgeschwindigkeiten. Da in diesem Fall jedoch nur mit dem Cercon-System gearbeitet wurde, sind diese Faktoren im direkten Vergleich der einzelnen Gruppen zu vernachlässigen. Jedoch könnte hier das Fräsergebnis durch die Abnutzung der Fräse beeinflusst worden sein.

Die Gerüste der letzten beiden Serien mussten wegen geringeren Zementspalts und geringerer Spacer-Fläche aufgepasst werden, was sich durch das vermehrte Schleifen und der damit verbundenen Gefahr der Überhitzung trotz Wasserkühlung, negativ auf die Stabilität des Kronengerüsts ausgewirkt haben könnte. Für diesen Versuch kann eine Vorschädigung des Gerüsts, bedingt durch Hitze jedoch ausgeschlossen

werden, da im Laufe der Kausimulation keine Gerüstfrakturen festgestellt werden konnten. Laut Herstellerangaben sollte eine Nachbearbeitung des gesinterten Gerüsts nicht nötig sein, da bei der Grün-/Weißbearbeitung die Gerüstform um 20% vergrößert aus dem Keramikblock herausgeschliffen wird, um die Sinterschrumpfung auszugleichen [47]. Da jedoch eine nicht-lineare Schrumpfung stattfindet ist gelegentlich die Auffassung durch den Zahntechniker nötig [174]. Die Fräßstrategien werden jedoch ständig optimiert und so konnten in In-vitro-Untersuchungen marginale Passgenauigkeiten von 30µm für Cercon-Restaurationen erzielt werden [8, 47,158]. Eine Randgestaltung war bei allen Gerüsten nötig, da ansonsten ein zu wuchtiger Kronenrand und damit ein unsauberer Übergang zwischen Krone und Zahn das Resultat gewesen wäre. Auch hier wurde mit Wasserkühlung gearbeitet, was aber, wie schon erwähnt, keine Garantie für adäquate Temperaturen bei den Schleifarbeiten darstellt. Zirkonoxid ist ein schlechter Wärmeleiter und es können somit punktuelle Überhitzungen des Materials entstehen. Dies bringt lokale thermische Spannungen mit sich, die zu einer Rissinduktion der Keramik führen können [186]. Laut Luthardt führt jede Oberflächenbehandlung von dichtgesintelter Y-TZP-Keramik zu Schädigungen der Mikrostruktur des Materials [103]. Kosmac und Luthardt kamen zu dem Ergebnis, dass die Innenbearbeitung von Kronengerüsten aus Y-TZP unter Wasserkühlung, aufgrund von Mikrorissen und kleinen Abplatzungen [184] zu einem Festigkeitsverlust von 50% führt [93, 106]. Wird eine Abstrahlung zur Reinigung und Aufräuhung der Retentionsflächen der Keramik oder eine Beschleifung vorgenommen, so kann dies nach Guzzato zur Festigkeitssteigerung der Zirkonoxidkeramik führen, falls keine Temperaturerhöhung stattfindet [61]. Grund dafür ist die Entstehung einer Kompressionszone. Tetragonale Strukturen können spontan in die monokline Phase übergehen und eine Oberflächenverdichtung hervorrufen. Bei Belastungen kann laut Matsui [113] und Tietz [178] die Zirkonoxidkeramik auf kleine Oberflächendefekte und Volumendefekte reagieren. Diese Schadenstoleranz ist nur möglich, wenn die kritische Rissgröße des Defekts die Abmessung der Transformationszone, also der Bereich, der unter Druck steht, nicht überschreitet [170]. Nach einem Aufbrauch der Phasenumwandlung kann es beispielsweise zu Mikrorissen kommen, welche das Langzeitverhalten negativ beeinflussen [48].

Beim Cercon-System werden die Zirkonoxidrohlinge im Labor nachgesintert. Dies führt zu suboptimalen mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu industriell dicht gesinterten und gehippten Rohlingen, wie sie bei Systemen mit Hartbearbeitung benutzt werden [16]. Jedoch muss auch erwähnt werden, dass im Rahmen der Hartbearbeitung von Zirkonoxid vor allem bei nicht adäquaten Schleifparametern festigkeitsmindernde Risse an der Oberfläche induziert werden können, was sich wiederum nachteilig auf Restaurationen auswirkt, die mit einem derartigen System produziert wurden [104, 105].

6.4. GERÜSTDIMENSIONIERUNG

Ziel bei der Anfertigung der Gerüste war es zum einen, die Gerüste innerhalb jeder Serie identisch zu gestalten, zum anderen sollten bei den verschiedenen Serien unterschiedliche Schichtstärken der Okklusalfäche und variierende Passungen erstellt werden.

Um die Passung der Gerüste zu optimieren, wurde jeder Stumpf einzeln eingescannt und das Kappchen mit Hilfe des Cercon art modelliert. Obwohl nach einem definierten Schema gearbeitet wurde, mussten geringe Ungenauigkeiten in Kauf genommen werden, da das Wax-up per Augenmaß durchgeführt wurde. Stellt man den Versuch der In-vivo-Situation gegenüber, so ist diese Art der Gerüsterstellung mit der der Herstellung der Kappchen für die klinische Situation vergleichbar. Bei der Gerüstdimensionierung wurde die Mindestschichtstärke, welche nach Herstellerangaben 0,4mm beträgt, nicht unterschritten [28]. Die okklusalen Schichtstärken betrugen je nach Serie 0,5mm bis 1,3mm. Die okklusalen Wandstärken sowie die marginale Präparationsgeometrie haben vermutlich großen Einfluss auf die Belastbarkeit vollkeramischer Kronen. Nach Meier [115] und Starling [169] sind die Spannungskonzentrationen okklusal im Bereich der Krafteinwirkung am höchsten und wirken sich nicht bis zum Präparationsrand aus. Eine In-vivo-Studie von Rinke zeigte Gerüstfrakturen nach einer Unterdimensionierung von 0,2mm der Zirkonoxidgerüste [138]. Auch die vor-

liegende Studie konnte zeigen, dass bei ausreichender Gerüstdimensionierung keine Gerüstfrakturen auftreten. Die positiven Auswirkungen der vergrößerten okklusalen Wandstärke beziehen sich nicht nur auf die Belastbarkeit der kompletten Krone, sondern, wie in diesem Versuch gezeigt werden konnte, wegen der Anatoformität auch auf die Haltbarkeit der Verblendung.

Das nachfolgende Schema zeigt die drei verschiedenen Gerüstformen. Die erste Krone besitzt ein einfach gestaltetes Gerüst ohne Unterstützung der Verblendung. Die Verblendkeramik ist sehr dick und die Schichtstärken sind variabel. Die zweite Krone wurde mit einem anatoform gestalteten Gerüst mit sehr guter Unterstützung der Verblendung ausgestattet. Die Verblendung ist dünn und die Schichtstärke gleichmäßig. Die dritte Krone stellt einen Mittelweg zwischen Krone eins und Krone zwei dar. Darunter ist die Kontaktpunktsituation zwischen Vollkeramikkrone und Antagonist dargestellt. Trifft der Antagonist auf die erste Krone, so wird die einwirkende Kraft in Richtung der recht wuchtigen Verblendung weitergeleitet. Das Gerüst kann die Kraft nicht aufnehmen und es kommt zur Abplatzung der Verblendung. Bei Krone zwei kann die Kraft sehr schnell von der Verblendung abgefangen werden. Es findet keine oder nur eine sehr kleinflächige Abplatzung der Verblendung statt. Bei der dritten Krone sind die Defekte zwar kleiner als bei der ersten Krone, da die Unterstützung durch das Gerüst jedoch schlechter ist als bei der zweiten Krone, kommt es auch hier zu Abplatzungen.

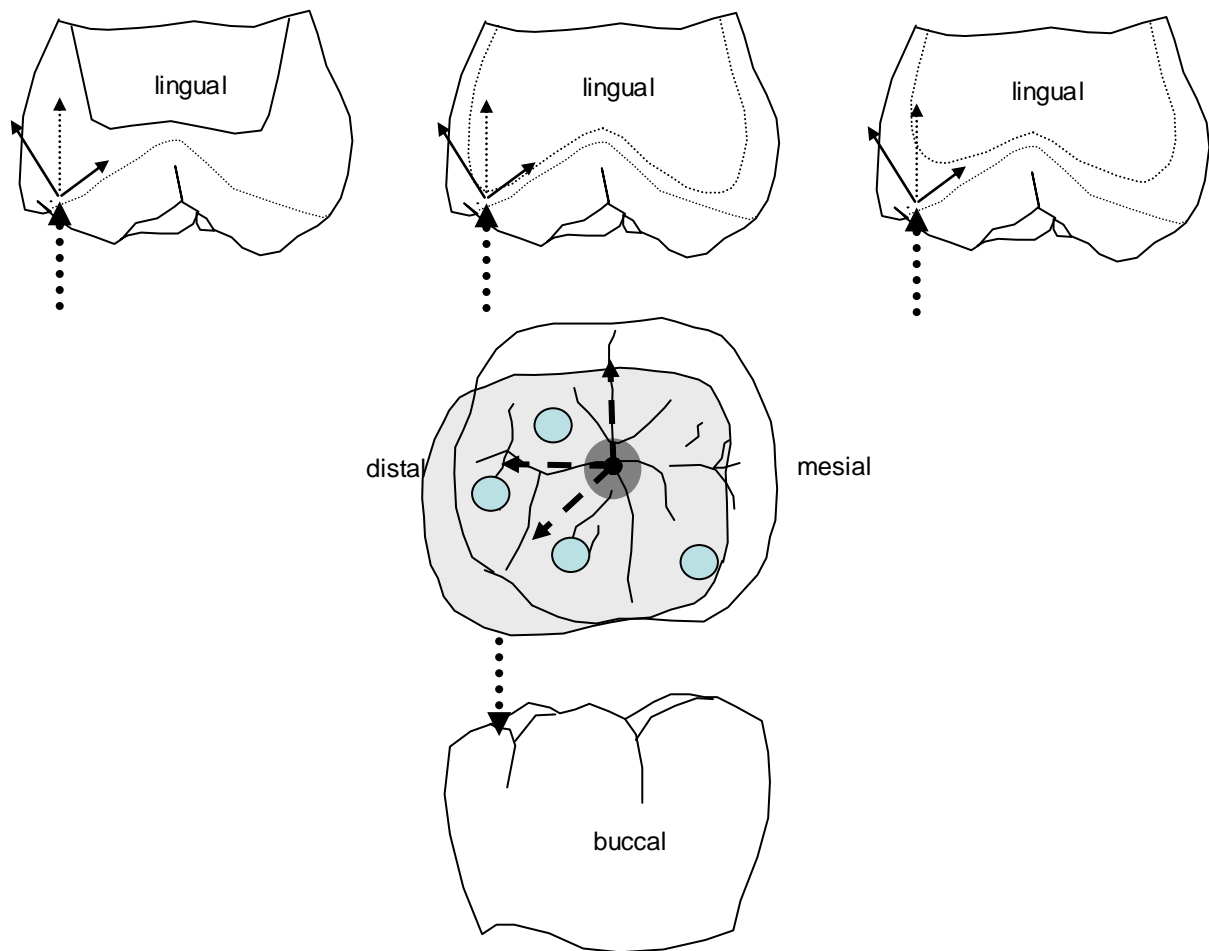


Abb. 31: Schematische Darstellung der Gerüstform und der daraus resultierenden Verblendschichtstärke, Auftreffen des Antagonisten auf die Krone

6.5. VERBLENDUNG UND IHRE AUSWIRKUNGEN AUF DAS GESAMTSYSTEM

Die Verblendung der Zirkonoxidgerüste ist trotz weißer Eigenfarbe notwendig. Die Wärmeleitfähigkeit der Zirkonoxidkeramik ist jedoch wesentlich geringer als die von Metall. Um dennoch ein annehmbares Ergebnis zu erzielen, müssen Maßnahmen getroffen werden, um die Wärme gleichmäßig zu verteilen und abzuleiten. Neben einer entsprechenden Wärmeführung während des Aufbrennvorganges kommen Waben-träger und dünne Brennstifte zum Einsatz.

Die Verblendung stellt den schwächeren Anteil dar, was sich in der Tatsache wieder-spiegelt, dass Defekte vor allem in der Verblendung und selten am Gerüst auftreten.

Von der Stabilität der Einzelkomponenten kann nicht auf die Gesamtstabilität geschlossen werden. Zirkonoxidkeramiken weisen mit 1000N eine sehr hohe Bruchfestigkeit auf, wohingegen in Verblendkeramiken schon bei 300-400N Risse und Abplatzungen auftreten können [182]. Studien belegen, dass durch die Verblendschicht kein [53] oder nur wenig [182] Festigkeitszuwachs für das Gesamtsystem entsteht.

Trotz der eventuell möglichen Schwächung der Gesamtkonstruktion durch die Verblendung kann aus ästhetischen Gründen nicht auf die Verblendung verzichtet werden – zumindest im sichtbaren Bereich des Zahnbogens. Unverblendete prothetische Versorgung aus Zirkoniumdioxid sind bereits auf dem Markt erhältlich (Zirkonzahn). Theoretisch könnte über eine unverblendete prothetische Versorgung im Seitenzahnbereich nachgedacht werden. Die Schwierigkeit liegt in der anatomischen Kauflächengestaltung und der Erzielung der korrekten Okklusion ohne zu große Störkontakte. Auch die sehr hohe Härte der Zirkonoxidkeramik dürfte bei vielen Patienten für Probleme sorgen, da es zur Schädigung von natürlichen Antagonisten kommen kann. Weichere Materialien unterliegen im Allgemeinen einer stärkeren Abrasion und es erfolgt eine Anpassung an die vorhandene Situation. Ein solcher „Anpassungsvorgang“ kann bei sehr harten Werkstoffen, zu welchen zweifelsohne die Zirkonoxidkeramik gehört, nicht stattfinden.

Bei der Herstellung der Verblendung wurde eine gleichmäßige Schichtstärke innerhalb jeder Serie angestrebt. Dies erreichte man mittels Abmessen der Keramikschicht mit dem Tasterzirkel und darauf folgende Reduktion oder Aufschichten von Keramik. Jedoch wurde trotz der Beabsichtigung, in etwa gleiche Okklusalfächen zu gestalten, nur die Höhe abgemessen, was dazu führte, dass die Höcker eventuell unterschiedliche Neigungen aufwiesen. Bei der Kausimulation kann dies zu unterschiedlichen Scherspannungen führen und sich umso stärker auswirken, je steiler und höher der Höcker gestaltet ist.

Wiederholte Brennvorgänge können nach Fairhurst [44] und Mackert [108] zu einem Anstieg des WAK führen und zu einem verändertem Bruchverhalten. Nach dem Glanzbrand wurde jedoch keine Oberflächenbehandlung mehr durchgeführt, weswe-

gen Einschleif- und Politurspuren wahrscheinlich nur eine untergeordnete Rolle als Ursprung des Chippings spielen. Die Schaffung gleicher Verhältnisse führt zwar wahrscheinlich zu einer Verringerung der Streuung der Ergebnisse innerhalb jeder Serie, jedoch ist diese Ausgangsposition nicht direkt mit klinischen Verhältnissen zu vergleichen. Hier rücken ästhetische, anatomische und funktionelle Aspekte in den Vordergrund.

Um einen guten Verbund zwischen Gerüst und Verblendung zu erreichen wurde eine speziell auf Zirkonoxidkeramik abgestimmte Verblendkeramik verwendet, die Cercon ceram kiss Keramik. Sie besitzt mit einem WAK von $9,2 \times 10^{-6}/K$ einen niedrigeren WAK als das Gerüstmaterial. Eine Differenz des WAK von 5-10% reicht aus, um einen guten Verbund zwischen Gerüst und Verblendung zu erzielen [186]. Wird eine Verblendkeramik mit höherem WAK als der des Gerüsts verwendet, kommt es nach Studien von Aboushelib zu Mikrorissen und Verblendungsabplatzungen [1]. Laut De Jager kann es aber trotz korrekt gewählter Verblendkeramik und beabsichtigt hervorgerufener Zugspannung auf das Gerüst zu Schwierigkeiten am Übergang von Verblendung und Gerüst kommen. Die WAKs sollten sehr nah beieinander liegen [31]. Um Spannungen und Risse zu vermeiden, kann nach Li und Guazzato das Annealing, eine Wärmebehandlung, angewendet werden. Dies ist jedoch nicht zwingend nötig [60, 99].

Ein weiterer Faktor, der die Verbundfestigkeit zwischen Verblendung und Gerüst beeinflusst, ist die Einfärbung des Zirkonoxid-blocks. Für diese Arbeit wurden weiße, nicht eingefärbte Rohlinge verwendet. Diese haben nach Aboushelib eine stabilere Bindung zum Verblendmaterial [2].

Warum der Verbund zwischen Verblendkeramik und Gerüstkeramik funktioniert, ist noch weitestgehend ungeklärt. Laut einer Theorie könnte der Verbund ähnlich wie bei der Metallkeramik durch die Entstehung von Van-der-Waals-Kräften, Eindiffusion der Metalloxide in die Verblendkeramik und Sauerstoffbrücken zwischen Metalloxid und silikatischer Verblendkeramik entstehen [186].

Neben dem Cercon ceram kiss-System sind noch weitere Verblendkeramiken, welche sich für die Verblendung von Zirkonoxidgerüsten eignen, auf dem Markt. Die speziell für Zirkonoxid entwickelten Keramiken müssen selbstverständlich denselben hohen Anforderungen entsprechen wie die bereits bewährten Metallverblendkeramiken. In einem Versuch stellte Fischer mehrere Zirkonoxidverblendkeramiken einigen Metallverblendkeramiken gegenüber. Bezüglich des 3-Punkt-Biegeversuchs waren die Ergebnisse für beide Keramikarten vergleichbar gut [50].

In dieser Studie wurde die Zirkonoxid-Oberfläche bei 1–2bar mit 120µm Korund abgestrahlt, wie es nach Herstellerangaben nötig ist, um eine Aufrauung, Vergrößerung und Benetzung der Oberfläche zu erreichen [186]. Bezüglich der Auswirkungen des Abstrahlens auf das Zirkonoxid existieren jedoch gegensätzliche Studien. Einerseits wurde eine erhöhte Biegefestigkeit von Zirkonoxid festgestellt [52, 61, 93, 96], andererseits aber auch eine reduzierte Langzeitbiegefestigkeit [205]. Nach Rothbrust wirken sich Korundstrahlen auf das Abplatzungsverhalten der Verblendung negativ aus, da Risse bis zu 15µm Tiefe entstehen. Ein nachträgliches Beschleifen nach dem Sintern hat hingegen keine Auswirkungen auf die Verblendung [152]. Hinsichtlich der Oberflächenbehandlung mit einem Liner, welche in diesem Versuch nicht stattfand, gibt es ebenso verschiedene Ansichten. So soll die Verwendung von Liner oder Bonding die Verbundfestigkeit von 3,5MPa auf 13-19MPa erhöhen, ein anschließender Washbrand soll sogar Werte von 30MPa bewirken [186]. Andere Untersuchungen ergaben jedoch eine Verschlechterung des Verbundes [154]. Ursprünglich sollte der Liner nur der Farbabdeckung des Gerüsts dienen.

In welchen Regionen der Krone ein Defekt entsteht, hängt jedoch nicht nur von der Oberflächenbehandlung des Gerüsts und der Schichtstärke der Verblendung ab, sondern auch vom Vorhandensein von Poren und Einschlüssen. Diese stellen Schwachstellen in der Verblendkeramik dar und können Defekte induzieren. Derartige Mängel können zum einen durch die Brennbedingungen verursacht werden, zum anderen durch die fehlende Erfahrung des Technikers.

Wie bereits im vorderen Abschnitt erwähnt, wirkt sich die unterstützende okklusale Gerüstgestaltung positiv auf die Haltbarkeit der Verblendung aus. Durch die okklusale Unterstützung der Verblendkeramik konnten die einwirkenden Kräfte abgefangen werden, da eine Unterbrechung der einwirkenden Kaukraft durch das Zirkonoxidgerüst gegeben war. Dies spiegelt sich darin wider, dass Defektgröße und Defekthäufigkeit mit zunehmender Anatoformität der Gerüste abnahm. Auch eine Studie von Tinschert, in welcher nach vier Jahren Tragedauer die Abplatzungen vornehmlich an Restaurationen auftraten, an welchen das Gerüst nur als Kappe ausgebildet war, bestätigt das [183]. Durch die anatoforme Kappchenform war ebenso eine gleichmäßige Dicke der Verblendkeramik gegeben, was nach Untersuchungen von De Jager und Pallav et al. ebenso einen positiven Einfluss auf die Langlebigkeit der Verblendung hat [31]. Eine gleichförmige Schichtstärke der Verblendung ist jedoch in-vivo aus anatomischen und ästhetischen Gründen oft nicht durchführbar.

Um die Krone und vor allem die Verblendung gleichmäßig zu belasten und keine punktuellen Überbelastungen zu provozieren, wurde ein Dreipunktkontakt angestrebt. Aufgrund der anatomisch gestalteten Antagonisten war dies weitgehend realisierbar, was auch die entstandenen Verschleißregionen, die auf der Verblendkeramik entstanden sind, beweisen. Die Abplatzungen innerhalb der Verblendung können folglich nicht aufgrund von Fehlbelastungen entstanden sein. Ursächlich kann also nur die fehlende Unterstützung durch das Gerüst sein. Würde man den hier verwendeten Versuchsaufbau auf einen In-vivo-Versuchsaufbau übertragen, so unterlägen die Kronen unter klinischen Bedingungen wahrscheinlich nicht immer einer optimalen Kraftverteilung. Der Grund hierfür liegt darin, dass zwar die Indikation für die Eingliederung einer vollkeramischen Versorgung sehr streng ist, jedoch im Klinikalltag oft nicht realisierbar ist. So muss oft mit Patienten gearbeitet werden, die knirschen oder deren Lagebeziehung zwischen Oberkiefer und Unterkiefer nicht eindeutig ist. Ebenso müssen Kräfte, die bei physiologischen Vor-, Seit- und Rückschubbewegungen entstehen von den Keramikkrone aufgenommen werden.

6.6. ZEMENTIERUNG

Eine Zirkonoxidkeramikrestauration kann konventionell oder adhäsiv befestigt werden. Da für diese Studie keine natürlichen Zähne verwendet wurden, sondern PMMA-Zähne, welche nicht angeätzt werden konnten, zementierte man hier konventionell mit Harvard-Zement. Thaller bestätigt, dass die Zementierung, sei es konventionell oder adhäsiv, keinerlei Einfluss auf die Bruchfestigkeiten von Zirkonoxidkronen, die mittels desselben Herstellungsverfahrens produziert wurden, hat. Auch die Qualität der Zementfuge nach Alterungssimulation war für beide Befestigungsverfahren vergleichbar gut [176]. Y-TZP-Keramik gilt als sehr geeignet für die konventionelle Zementierung, da die Bruchwerte sehr hoch sind [18]. Auch Kappert et al. bestätigen eine unproblematische konventionelle Befestigung von Kronen und Brücken aus Oxidkeramik [79]. Als Vorteil der Zinkoxidphosphatzemente ist die unkomplizierte Handhabung, welche keine absolute Trockenlegung beim Zementieren erfordert, zu nennen [73]. Außerdem existiert kein Nachweis dafür, dass die adhäsive Befestigung die Langzeitbewährung von Zirkonoxidkeramikrestaurationen verbessert [20]. Jedoch kann Problemsituationen wie beispielsweise limitierte Stumpfretention, hohe intraorale Kraft oder die Notwendigkeit einer zahnhartsubstanzschonenden Präparation sehr gut mit adhäsiver Befestigung von vollkeramischen Versorgungen begegnet werden [21, 86], da bei der konventionellen Zementierung lediglich eine Verkeilung und bei der adhäsiven Befestigung eine gewisse Verklebung stattfindet [186].

In diesem Versuch konnte recht eindrucksvoll gezeigt werden, dass sich neben der Kappchenform auch die Schichtstärke des Zements auf das Abplatzverhalten der Verblendung auswirkt. Die Kronen mit ausreichender Passung, also folglich mit dicker Zementschicht und anatoformem Gerüst, wiesen die geringsten Defektraten auf. Wird die Passung besser und damit die Zementschicht bei gleichbleibender Anatomic dünner, so nehmen auch Anzahl und Größe der Verblendungsdefekte zu. Dies macht den dämpfenden Einfluss der Zementschicht deutlich. Ähnliches stellte auch Wiskott in seiner Studie fest, bei welcher eine vergrößerte Schichtstärke des

Zements mit einem besseren Widerstand gegen laterale Belastungen korrelierte [198].

An dieser Stelle muss jedoch auch erwähnt werden, dass die Zementschichtstärken innerhalb jeder Serie mit höchster Wahrscheinlichkeit nicht gleichmäßig sind. Gründe hierfür sind zum einen präparationsbedingte und bei den verschiedenen Arbeitsgängen der Vervielfältigung entstandene Unebenheiten auf der Zahnstumpfoberfläche. Diese Unebenheiten können von CAD/CAM-Systemen nicht erfasst werden bzw. müssen aus verarbeitungstechnischen Gründen ausgeglichen werden. Ein weiterer Grund für die Entstehung solcher Schichtstärkenunterschiede liegt im Aufassungsvorgang, welcher bei Passungenauigkeiten der Zirkonoxidgerüste unumgänglich ist. Diese Schichtstärkenvariabilität wirkt sich vermutlich auf die Haltbarkeit der Verblendung aus, da die Dämpfung der einwirkenden Kräfte durch den Zement an Stellen mit dünneren Zementschichtstärken demnach deutlich geringer ausfällt als an Stellen mit dickeren Schichtstärken. Ist die vorhandene Zementschicht ohnehin schon sehr dünn, wie es in Gruppe 5 dieser Studie der Fall war, so kann es durch Reduktion der Zementschicht im Extremfall zu nahezu zementfreien Gebieten zwischen Krone und Zahn kommen, was sich sehr ungünstig bezüglich der Kräftedämpfung auswirken könnte. Ist die vorhandene Schichtstärke von Anfang an voluminöser, wie in den Serien 1, 2 und 3 dieses Versuchs, so ist die Gefahr, Bereiche gänzlich ohne bzw. mit nur sehr dünnen Zementschichten zu erhalten wesentlich geringer und somit die allseitige Dämpfung der einwirkenden Kaukraft gewährleistet.

Ein anderer zu diskutierender Punkt ist das Anmischverhältnis des Zinkoxidphosphatzements. Bei diesem Versuch wurde der Zement per Augenmaß angemischt, wie es auch in der Praxis durchgeführt wird. Das optimale Mischungsverhältnis liegt bei 1,8:1 (Pulver/Flüssigkeit) [11]. In einem Versuch von Flemming et al., bei welchem Zahnarzthelferinnen Zinkoxidphosphatzement anmischen sollten, erreichten nur 50% von ihnen das korrekte Mischungsverhältnis und damit die angegebenen Druckfestigkeitswerte [51]. Somit reflektiert das Anmischen ohne genaues Abwiegen der beiden Bestandteile die klinischen Verhältnisse, bringt aber ebenso Unregelmäßigkeiten mit sich. Eine andere Studie zeigt jedoch auch, dass Zinkoxidphosphatzement im Ver-

gleich zu anderen Zementen relativ wenig techniksensibel ist. So ist der Einfluss eines zu hohen Pulvergehalts nicht sehr hoch, wohingegen ein zu hoch bemessener Flüssigkeitsanteil größere Qualitätseinbußen mit sich bringt [12].

Im Allgemeinen sind die Erfahrungen mit der konventionellen Befestigung von Zirkonoxidkeramikrestaurationen sehr gut. So zeigen konventionell zementierte Molarenkronen von Procera nach 10 Jahren eine Überlebensrate von 92,2% [125]. Die konventionelle Zementierung von In-Ceram-Restaurationen zeigt nach 5 Jahren keine Anzeichen für Sekundärkaries oder parodontale und gingivale Schäden [192].

6.7. KAUSIMULATION

Um die thermischen und mechanischen Wechsellasten, welche als natürliche Gegebenheiten in der Mundhöhle vorkommen, nachzuahmen, wurden die vollkeramischen Kronen mit Hilfe des Kausimulators getestet.

Hydrolytische Veränderungen im Mundmilieu wirken sich auf die Restaurationsoberflächen nachteilig aus [188]. Durch die Schaffung eines feuchten Milieus, in diesem Fall unter Verwendung von destilliertem Wasser, wurde die physiologische Mundfeuchtigkeit nachgeahmt, welche Keramiken nachteilig bezüglich der Frakturwahrscheinlichkeit beeinflussen kann [70, 181]. Konventionelle Keramiken werden durch Feuchtigkeitseinfluss in ihrer Festigkeit geschwächt, dies geschieht durch den Rebindeffekt und durch Spannungsrisskorrosion [196]. Zirkonoxidkeramik unterliegt zudem noch einer weiteren Degradationsart. Die Sauerstoffleerstellen im Keramikgefüge werden durch Hydroxylionen gefüllt, wodurch es zu einer verstärkten Phasenumwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase kommt. Dies führt zu Mikrorissen im Keramikgefüge, der Mechanismus ist jedoch noch nicht abschließend geklärt [62, 96, 202]. Die Lagerung im feuchten Milieu dauerte in diesem Versuch nur so lange an, wie auch die Kausimulation an sich andauerte, was möglicherweise eine unzureichende Simulation von einer längeren Tragedauer zulässt. Rosentritt et

al. gehen davon aus, dass eine kurze Wasserlagerung nur zu einer oberflächlichen Diffusion von Wassermolekülen führt und damit die von Wasser ausgelösten Degradationsprozesse nur einen geringen Einfluss auf die Gesamtfestigkeit der Restaurationen ausüben [143]. Nach Angaben von Drummond wird bei der Wasserlagerung erst nach 300 Tagen nur noch eine geringfügige Festigkeitsabnahme festgestellt [36]. Jedoch muss auch beachtet werden, dass eine mehrjährige Wasserlagerung von Restaurationen aus organisatorischen Gründen fast unmöglich ist. Ein weiterer Diskussionsansatz ist die Frage, ob die Verblendkeramik eine Art Schutzmantel für die Gerüstkeramik darstellt, da nach der Verblendung des Gerüsts diese lediglich am Kronenrand dem feuchten Milieu ausgesetzt ist. Dies würde unter anderem die hohe Defekteresistenz der Gerüstkeramik erklären. Derartige Ansätze wurden von Koh diskutiert [92].

Die Mundhöhle bietet jedoch nicht nur ein feuchtes Milieu, sondern auch ständige Temperaturschwankungen, ausgelöst durch die Nahrungsaufnahme. Bezüglich der Temperaturunterschiede existieren verschiedene Ansichten. So stellt Marx Schwankungen zwischen -8°C und $+81^{\circ}\text{C}$ fest [111], während Palmer [128] und Spierrings [168] nur Schwankungen von 0°C bis 67°C konstatieren. Die von den Restaurationen angenommenen Temperaturen betragen nach Pfeiffer [131] und Rupp [155] $+5^{\circ}\text{C}$ bis $+55^{\circ}\text{C}$. Nach diesem Wert richten sich auch die thermischen Wechsellasten in diesem Versuch, wobei zu beachten ist, dass die Haltezeit der Temperatur ausreichend sein muss, um die Proben vollständig in die entsprechende Temperatur zu überführen. Nach Barclay ist eine durchschnittliche Haltezeit von 30 Sekunden angebracht [9]. Da in diesem Versuch eine Zeit von 2 Minuten gewählt wurde, war eine ausreichende Haltezeit gewährleistet. Ein anderer Punkt ist die Zyklenanzahl. Nach Schätzungen von Brown beträgt die Zahl der Zyklen pro Tag ca. 10 [22]. Hohmann [68] und Coca [24] hielten Werte von 5000 bis 50000 Zyklen innerhalb von 10 bis 15 Jahren für realistisch. Die für diesen Versuch durchgeführten 6000 Zyklen auf 5 Jahre sind also ein wirklichkeitsnaher Wert. Die Temperaturschwankungen bewirken innerhalb des Werkstoffs Spannungen, welche die Rissbildung begünstigen. Vor allem Keramiken sind wegen ihrer Sprödigkeit anfällig für Spannungen, die sich in fortschrei-

tendem, unterkritischem Risswachstum manifestieren [4, 141]. Ebenso haben die wechselnden Temperaturen einen Einfluss auf Materialverbunde, da aufgrund von unterschiedlichen WAK-Werten, Spannungen im Verbundbereich zwischen den Grenzflächen auftreten.

Bei der Kausimulation spielen jedoch nicht nur Feuchtigkeit und Temperatur eine Rolle, sondern auch die mechanischen Wechselbelastungen der Mundhöhle. Neben den normalen Kaukräften üben auch Parafunktionen (Bruxismus, Zungenpressen, Lippenbeißen, Bleistiftkauen, Daumenlutschen, Nägelbeißen etc.), Schlucken, Sprechen oder die physiologischen Kräfte, welche von der Zungen- und Wangenmuskulatur ausgehen, einen Einfluss aus. Im Kausimulator können all diese Faktoren nicht berücksichtigt werden, da lediglich eine Auf- und Abwärtsbewegung des Antagonisten möglich ist. Somit wirken auf die Kronen nur zentrale, okklusale Kräfte, welche aber auch in der Mundhöhle die höchsten Werte darstellen. Eine Tragedauer von 5 Jahren wird durch 1200000 Kauzyklen nachgeahmt [23, 59, 145, 153, 175]. Tatsächlich werden in-vivo jedoch ca. 800000 Kauzyklen pro Jahr mit einer Frequenz von ca. 1,2Hz durchgeführt [143]. Die durchschnittlichen Kaukräfte liegen nach Schindler bei 20N bis 120N [160], nach Eichner bei 10,5N bis 22N [40]. Jent und Ferrario haben maximale Kaukräfte von 150N bis 665N und Bruxismuswerte von 1221N festgestellt [46, 75]. Für diesen Versuch wurde eine mittlere Kaukraft von 50N gewählt. Dies spiegelt jedoch nur die durchschnittlichen Kaukräfte wider. Nach Rosentritt geht mit der Erhöhung der simulierten Kaukräfte eine Abnahme der Bruchfestigkeit vollkeramischer Restaurationen einher [143]. Höhere simulierte Kaukräfte zur Prüfung extremerer Bedingungen und eine Abschätzung der daraus entstehenden Folgen, wie etwa die Auswirkungen bezüglich des Chippings, wären gerechtfertigt.

6.8. ANTAGONIST

Als Antagonisten wurden keine natürlichen Zähne verwendet, sondern keramisch verblendete Kobalt-Chrom-Gerüste. Als Verblendkeramik wurde Duceragold Kiss ver-

wendet. Die Verblendkeramik, die für die Antagonisten verwendet wurde und die Verblendkeramik, mit der die zu untersuchenden Kronen verblendet wurden, sind verwandt und gleichen sich in ihren Materialeigenschaften. Die Defektentstehung kann folglich nicht auf eine zu hohe Materialhärte der Antagonisten zurückgeführt werden. Es muss berücksichtigt werden, dass unter klinischen Bedingungen verschiedenartige Antagonisten erwartet werden müssen. Sowohl die natürliche Zahnhartsubstanz als auch Füllungsmaterialien wie Kunststoffe oder Amalgame und metallisch oder keramisch überkronte Antagonisten können vorkommen. Da hier nur eine Art von Antagonisten verwendet wurde, könnten die Ergebnisse einer geringeren Streuung unterliegen als bei In-vivo-Bedingungen. Zudem könnte die hohe Härte der keramischen Antagonisten verfälschend auf die Ergebnisse wirken.

Sowohl Krone als auch Antagonist waren zunächst glatt poliert, ein bequemes Gleiten der beiden Kronen in die korrekte Höcker-Fissuren-Verzahnung war leicht möglich. Nach Durchführung mehrerer Kauzyklen fand eine Aufrauung und Abrasion der Oberflächen statt, was wahrscheinlich eine erhöhte Chipping-Anfälligkeit der Verblendungen, sowohl von Krone als auch von Antagonist, mit sich brachte. Als Folge von Abplatzungen in der Verblendung der Antagonisten können scharfe Kanten entstehen. Diese Kanten könnten wiederum ursächlich für die Entstehung von Abplatzungen an der Verblendung der Kronen sein, da diese spitzen Kanten wie ein „Meißel“ auf die Keramikverblendung einwirken können.

In welcher Form der Verschleiß von Antagonist und Krone auftritt, ist unter anderem abhängig von der Kontaktpunktsituation und der Kontaktpunktgeometrie. Trotz anatomischer Gestaltung der Antagonisten ist ein Optimum bezüglich der Größe der Kontaktpunkte und ihrer Anordnung nur schwierig zu erreichen. Auch die Situationen der einzelnen Kronen-Antagonisten-Paare sind verschieden. Der Grund hierfür liegt zum einen in der nach Augenmaß gestalteten Verblendung, zum anderen in den technischen Gegebenheiten des Kausimulators. Ist der Kontaktpunkt großflächig, so wirken die Kräfte auf ein weiterläufigeres Areal als bei einem kleinflächigen Kontaktpunkt. Aufgrund der günstigeren Kräfteverteilung kann die Entstehung von Spannungsspitzen weitgehend vermieden werden. Andererseits sind die entstehenden Abrasionsflä-

chen groß und die Nahrungszerkleinerung würde sich für Patienten mit einer solchen Versorgung erschweren. Ist der Kontaktpunkt hingegen zu klein, so könnte die Kraftwirkung zu punktuell sein und eine erhöhte Defektanfälligkeit an den jeweiligen Kontaktpunkten auftreten. Eine als sehr günstig zu bewertende Kontaktpunktanordnung ist die Höcker-Fissuren Verzahnung mit Dreipunktkontakt. Ist die Geometrie nicht optimal, so kommt es zur Weiterleitung von Kaufkräften auf wenig belastbare Bereiche und folglich zum Chipping. Beispiele hierfür wären zum einen eine extra-axiale Belastung oder auch eine Kopfbissituation. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass Kontaktpunktgröße und Kontaktpunktform zwar wichtige Faktoren bezüglich der Defektanfälligkeit darstellen, die vorhandene Problematik jedoch die klinische Situation sehr gut widerspiegelt.

6.9. ERGEBNISSE

Hinsichtlich Defektanzahl und Defektgröße fielen die Ergebnisse für Serie 3 (anatoformes Gerüst, ausreichende Passung) am besten aus. Es ist anzunehmen, dass der Ursache hierfür in der Anatoformität des Gerüsts und der großen Zementspaltbreite zu suchen ist. Oben genannte Studien geben ebenso Hinweise darauf, dass hierin der Grund für die Haltbarkeit der Verblendung liegt. Serie 2 (leicht anatoformes Gerüst, ausreichende Passung) wies die zweitbesten Ergebnisse auf, da hier die Defektanzahl zwar identisch mit Serie 3 war, jedoch die Flächen größer waren. Grund hierfür dürfte die etwas geringer ausgeprägte Anatoformität des Gerüsts sein. Die Verblendung erfuhr dadurch weniger Unterstützung und die Defekte waren somit flächiger. Serie 4 (anatoformes Gerüst, mittlere Passung) steht an dritter Stelle. Dies lässt die Annahme zu, dass neben der Gerüstanatoformität auch die Zementschichtstärke eine Rolle für die Langlebigkeit der Verblendung spielt. Dieser Verdacht erhärtet sich durch die Tatsache, dass Serie 5 (anatoformes Gerüst, gute Passung) ein noch schlechteres Ergebnis bezüglich der Defektgrößen erzielte als Serie 4. Scheinbar besitzt der Zement eine dämpfende Wirkung. An letzter Stelle steht Serie 1 (einfaches Gerüst, aus-

reichende Passung). Die fehlende okklusale Unterstützung der Verblendkeramik kann auch durch die Dämpfung des Zements nicht aufgewogen werden.

Der auftretende Defekttyp waren Abplatzungen, das heißt, es traten lediglich Defekte innerhalb der Verblendung auf. Vor allem in Serie 1 waren die Chippings distal relativ flächig und tief. Jedoch verblieb stets eine hauchdünne Schicht Verblendmaterial auf dem Gerüst. Vergleichbare Ergebnisse wurden auch durch andere Studien bestätigt [77, 88, 173, 191]. Dies lässt darauf schließen, dass der Verbund zwischen Gerüstmaterial und Verblendmaterial sehr gut war und den Kohäsionskräften innerhalb des Verblendmaterials überlegen war.

Die meisten und ausgedehntesten Defekte sind im distalen Bereich der Kronen lokalisiert. Grund hierfür ist wahrscheinlich die geringe okklusale Abstützung der Verblendung durch das Gerüst. Der distale Höcker liegt relativ extern am Zahn und kann auch von der anatoformen Gerüstform nur wenig profitieren. Die Verblendkeramik allein hält nur sehr geringfügig mechanischen Belastungen stand und ist auf die Unterstützung des widerstandsfähigen Zirkonoxidgerüsts angewiesen. Weitere Defekte sind im vestibulären und lingualen Bereich der Kronen zu finden. Vermutlich liegt die Ursache für diese drei Defektlokalisationen darin, dass die Kräfte dorthin abgeleitet wurden. Ebenso könnte ein Abgleiten des Antagonisten ursächlich sein.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das Gerüstdesign in jedem Fall okklusal unterstützend gestaltet sein sollte. Somit kann zum einen die Verblendschichtstärke gleichmäßig gestaltet werden, was sich positiv auf die Haltbarkeit derselben auswirkt. Zum anderen kann die einwirkende Kraft besser vom stabilen Gerüst abgefangen werden und es erfolgt eine günstige Kräfteverteilung innerhalb der Zirkonoxidkeramik mit einer sehr hohen Festigkeit und der Verblendkeramik mit einer geringeren Festigkeit. Die Passung ist eher sekundär bezüglich der Haltbarkeit der Verblendung. Aus klinischer Sicht muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Passung und der damit einhergehende Randschluss aus kariesprophylaktischer Sicht einen hohen Stellenwert besitzen.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden 40 Vollkeramikkrone für den Seitenzahnbereich angefertigt. Das Gerüst bestand aus Zirkonoxidkeramik, die Verblendung wurde mittels Schichttechnik aufgebracht. Es sollte untersucht werden, inwieweit das Gerüstdesign und die Passung der Krone sich auf die Haltbarkeit der Verblendung auswirken.

Zunächst wurden 40 identische, künstliche Zähne, die mit einer Präparation versehen waren aus PMMA-Kunststoff hergestellt, welche auf fünf Gruppen aufgeteilt wurden. Für die erste Gruppe wurden Zirkonoxidgerüste ohne jegliche Anatoformität und mit ausreichender Passung hergestellt. Die zweite Gruppe erhielt Gerüste mit leichter Anatoformität und ausreichender Passung. Für die dritte Gruppe wurden anatoforme Gerüste mit ausreichender Passung angefertigt. Gruppe 4 und 5 erhielten ebenso anatoforme Gerüste, jedoch wurde die Passung verbessert. Gruppe 4 erhielt Gerüste mit mittlerer Passung, Gruppe 5 mit guter Passung. Die Gerüste wurden anschließend mit einer speziell auf Zirkonoxid abgestimmten Verblendkeramik mit der Schichttechnik verblendet. Die Verblendungen wurden so gestaltet, dass bei allen Kronen eine Gesamtschichtstärke von 2,5mm entstand. Somit fiel bei den einfachen Gerüsten die Verblendung entsprechend dicker aus als für die Gerüste mit der anatoformen Okklusalfäche. Die fertiggestellten Kronen wurden mit Zinkphosphatzement auf die künstlichen Zähne zementiert, wobei auch hier die Zementschichten, je nach Passung, unterschiedliche Schichtstärken erreichten. Anschließend wurden die Proben im feuchten Milieu des Kausimulators mechanischer und thermischer Wechsellast unterzogen. Es wurden 1200000 Kauzyklen mit 50N durchgeführt. Die Temperaturschwankungen bewegten sich in 2x3000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C. Die Versagensrate der Versuchskörper wurde abschließend optisch mittels Mikroskop, 3D-Scanner und REM detailliert untersucht.

Bei Serie 1 traten bei 6 von 8 Proben Chippings auf. Die mittlere Defektgröße betrug $8,1 \text{ mm}^2$. Serie 2 und 3 wiesen bei 2 von 8 Proben Chippings auf. Bei Serie 2 lag die durchschnittliche Größe bei $3,5 \text{ mm}^2$, bei Serie 3 bei $2,1 \text{ mm}^2$. Serie 4 und 5 hatten bei 3 von 8 Proben Chippings. Die Defektgröße betrug bei Serie 4 $5,7 \text{ mm}^2$, bei Serie 5 $7,3 \text{ mm}^2$.

Die Ergebnisse zeigen, dass ein anatoformes Design der Gerüste und die daraus resultierende gleichmäßige Verblendungsschichtstärke einen positiven Einfluss auf die Haltbarkeit der Verblendung haben. Größere Zementschichtstärken, die durch die schlechtere Passung zustande kamen, wirken sich positiv auf die Versagensrate der Verblendung aus.

Die aufgrund von dieser Studie gewonnenen Ergebnisse können jedoch nicht ohne Einschränkungen auf In-vivo-Situationen übertragen werden. Die okklusal unterstützende Form ist in jedem Fall anzustreben, allerdings sind die Passung und die damit einhergehende Qualität des Randschlusses für die Langlebigkeit der ganzen Restauration aus kariesprophylaktischen Gründen ebenso von großer Bedeutung.

Eine Dämpfung durch größere Zementschichtstärken und eine damit einhergehende Verbesserung der Haltbarkeit der Verblendung kann aus schon genannten Gründen kein Zukunftsmodell sein. Die weitere Optimierung von Verblendkeramiken und der Gerüstkonstruktionen sowie die Anpassung der Temperaturführung bei der Verblendung können eine verbesserte Haltbarkeit von vollkeramischen Restaurationen mit sich bringen.

8. LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan JC, Feilzer AJ. Microtensile bond strengt hof different components of core veneered all-ceramic restorations. Department of Dental Material Science, Academic Centre for Dentistry Amsterdam (ACTA) 21, 984-991, 2005.
- [2] Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. J Prosthodont 17(5), 401-408, 2008.
- [3] Abraham B. Untersuchungen von vier Zinkphosphatzementen auf Druckfestigkeit und Löslichkeit nach FDE-Spezifikation Nr 6 bei verschiedenem Pulver-Flüssigkeits-Verhältnis. Zahnmed Diss, FU Berlin, 1973.
- [4] Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminated veneer (PLV) materials. Dent Mater 19, 291-297, 2003.
- [5] Anderson PJ. Measurement of stress in mastication I. J Dent Res 35, 664-670, 1965.
- [6] Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 6, 82-89, 1992.
- [7] Anzai M et al. Studies on soluble elements and solubility of dental cement (1) – Solubility of zinc phosphate cement, carboxylate cement and silicate cement in distilled water. J Nihon Univ Sch Dent 19, 26-39, 1977.
- [8] Ariko K. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations (Artikel in Japanisch). Kokubyo Gakkai Zasshi 70, 114-123, 2003.
- [9] Barclay CW. Thermocycling: An unrealistic technique for simulating clinical conditions? J Dent Res 77 (Spec Iss B), 901 (Abstract 2155), 1998.
- [10] Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function – A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehabil 2, 349-361, 1975.
- [11] Behr M. Festsitzender Zahnersatz: Adhäsiv oder konventionell zementieren. zm 97(10), 40-44, 2007.

- [12] Behr M, Rosentritt M, Loher H, Kolbeck C, Trempler C, Stemplinger B, Kopzon V, Handel G. Changes of cement properties caused by mixing errors: the therapeutic range of different cement types. *Dent Mater* 24(9), 1187-1193, 2008, Epub 2008.
- [13] Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Dent Mater J.* 27(3):362-367, 2008.
- [14] Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Inc.* 40(3):243-250, 2009.
- [15] Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J.* 27(6):814-820, 2008.
- [16] Beuer F, Erdelt KJ, Schweiger J, Eichenberger M, Gernet W. Biegefestigkeit von unterschiedlich behandeltem Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z* 61, 155-157, 2006.
- [17] Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater J.* 25(1), 121-128, 2009, Epub, 2008.
- [18] Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 25(1), 121-128, 2009, Epub, 2008.
- [19] Blanckenburg von H, Wüstefeld F. Interdisziplinäre Behandlungsplanung und komplexe Versorgung einer Patientin mit Kronen und Brücken aus der Zirkonoxidkeramik Cercon. *Quintessenz* 55, 187-198, 2004.
- [20] Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 33, 415-426, 2002.
- [21] Blatz MB, Sadan A, Kern M. Adhesive cementation of high-strength ceramic restorations: Clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 26, 47-55, 2003.
- [22] Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 51, 461-467, 1972.

- [23] Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Sturb JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prothodont Restor Dent* 10, 15-22, 2002.
- [24] Coca I, Schwieckerath H. Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 42, 338-341, 1987.
- [25] Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Ass* 24, 1260, 1937.
- [26] Cramer HG. Systematische Untersuchungen über physikalische Eigenschaften verschiedener Zinkphosphatzemente unter besonderer Berücksichtigung der Filmdicke und ihrer Abhängigkeit von der Korngrößenverteilung des Zementpulvers. *Med Diss, Mainz*, 1966.
- [27] Cramer v. Clausbruch S. Zirkon und Zirkonium. *Dental Labor* 7, 1137-1142, 2003.
- [28] Degudent. Die System-Komponenten, Cercon smart ceramics – das Zirkonoxid-Vollkeramiksystem. Hanau, D, 2005.
- [29] DeguDent. Klinischer Leitfaden, Cercon smart ceramics – das Zirkonoxid Vollkeramiksystem. Hanau, D, 2005.
- [30] De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core materials on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 22(3), 234-242, 2006.
- [31] De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD/CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 21(3), 242-251, 2005.
- [32] Demmel HJ, Lamprecht I. Kalorimetrische Wärmeleitmessungen an zahnärztlichen Unterfüllungswerkstoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 26, 456-463, 1971.
- [33] Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 27, 2186-2192, 2006.
- [34] De Wijn JR, Vrijhof MMA, Driessens FCM. Der Einfluss des Mischungsverhältnisses von Pulver zu Flüssigkeit auf einige Eigenschaften von Zinkphosphatzement und Polykarboxylatzement. *Dtsch Zahnärztl Z* 28, 665-670, 1973.

- [35] Dreyer Jørgensen K. Factors affecting the filmthickness of zincphosphate cement. *Acta Odont Scand* 18, 479-480, 1960.
- [36] Drummond JL. In vitro aging of yttria stabilized zirconia. *J Am Ceram Soc* 72, 675-676, 1989.
- [37] Ehmer D, Welker D. Untersuchungen der abdichtenden, bakteriostatischen, hämolytischen und eiweißfällenden Eigenschaften von Phosphat- EBA- und Polyakrylzementen. *Dtsch Stomat* 22, 328- 338, 1972.
- [38] Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 8. Aufl. 2005.
- [39] Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2, Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 6. Aufl, 2008.
- [40] Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18, 915, 1963.
- [41] EN ISO 6872 "Dentalkeramik", deutsche Fassung, 1998.
- [42] Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prothet Dent* 93(6) 551-558, 2005.
- [43] Evans AG, Heuer AH. Toughening of brittle solids by martensitic transformations. *Acta Metall* 34, 761-800, 1986.
- [44] Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent Mater* 8, 771-777, 2006.
- [45] Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Twiggs SW. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater* 9, 269-273, 1993.
- [46] Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32, 451-457, 2004.
- [47] Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 4, 89-106, 2001. Erratum in: *Int J Comput Dent* 4, 184, 2001.

- [48] Fischer H, Tinschert H, Marx R. Steigerung der Beanspruchbarkeit vollkeramischer Brücken durch Ionenaustauschverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 52, 252, 1997.
- [49] Fischer H, Weinzierl P, Weber M, Marx R. Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-488, 1999.
- [50] Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. J Dent 36(5):316-21. Epub, 2008.
- [51] Fleming GJ, Marquis PM, Shortall AC. The influence of clinically induced variability on the distribution of compressive fracture strength of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. Dent Mater 15, 87, 1999.
- [52] Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 258, 703-704, 1975.
- [53] Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? Nature 258, 703-704, 1975.
- [54] Gawor E, Blazejewska D. A trial of determination of the range of physiological teeth mobility with the Periotest device. Protet Stomatol 40, 126, 1990.
- [55] Gehre G, Hässler C, Kunze R. Vergleichende Untersuchungen über die Abbindezeiten verschiedener Phosphatzemente sowie den Einfluss differenzierter Pulver-Flüssigkeits-Verhältnisse und der Luftfeuchtigkeit auf die Abbindezeit. Stomat DDR 27, 739-746, 1977.
- [56] Gehre G. Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg, 1996.
- [57] Giordano R, Sabrosa C, Pober R, Delucas R. Bond strength of porcelain to zirconia, Abstract 0544, IADR/AADR/CADR 83rd General Session, March 9-12, 2005.
- [58] Göbel R, Luthardt R, Welker D. Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298, 1998.
- [59] Gröger G, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Ceramic veneering of Au alloy and CAM zirconia ceramics. J Dent Res 82 (Spec Iss B), 194 (Abstract 1454), 2003.
- [60] Guazzato M, Albakry M, Quacha L, Swain MV. Influence of surface and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater 21(5), 454-463, 2005.

- [61] Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 33 (1), 9-18, 2005.
- [62] Guo X. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chem Mater* 16, 3988-3994, 2004.
- [63] Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadorff LH, Rosing BR. Stabilisation of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci* 12, 2421-2426, 1977.
- [64] Gupta TK. Sintering of tetragonal zirconia and its characteristics. *Sci Sinter* 10, 205-216, 1978.
- [65] Heners M. Elektronische Untersuchung zur Reproduzierbarkeit des okklusalen Traumas. *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 433, 1977.
- [66] Hölsch W, Kappert HF. Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 621-623, 1992.
- [67] Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3: Universalien der Werkstoffe – Werkstoffe, Hilfswerkstoffe und Verarbeitungstechniken Quintessenz Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio 1987.
- [68] Hohmann W. Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel. *Dtsch Zahnärztl Z* 38, 1035-1055, 1983.
- [69] http://www.degudent.de/Produkte/Cercon_smart_ceramics/index.asp
- [70] Hübber RA. Bruchlast von IPS Empress Molarenkronen in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul des Zahnstumpfes und des Befestigungsmaterials. RWTH Aachen, Diss, 2000.
- [71] ISO 13356 Implants for surgery Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP), 1997.
- [72] Jahnke G. Zur Frage der Filmdicke von Befestigungszementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 25, 1061-1064, 1970.
- [73] Janda R. Kleben und Klebetechniken. Teil I: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. *Dentallabor* 40, 409, 1992.
- [74] Jensen OE. Plaque retention on Dicor crowns and gingival health over 4 years. *J Dent Res* 68, 1989, IADR-Abstract 1129.

- [75] Jent T, Karlsson S, Hedegard G. Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes. *J Prosthet Dent* 42, 669-673, 1979.
- [76] Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfractures under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent* 71, 435-441, 1994.
- [77] Kappert HF. Bruchfestigkeit und Frakturverhalten von DCS-gefrästen Frontzahnkronen nach Verblendung mit Vitadur D und Triceram. *ZWR- Das Deutsche Zahnärzteblatt* 110, 134, 2001.
- [78] Kappert H F, Knode H, Manzotti L. Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. *Dent Lab* 38, 177, 1990.
- [79] Kappert HF, Krah M. Dentalkeramiken und zahntechnischen Verfahren zur Herstellung von keramischem Zahnersatz in der Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 27, 666-704, 2001.
- [80] Kappert HF, Schweiger M, Schröder S, Wille C, Rheinberger V. Influence of veneering on the fracture strength of all-ceramic bridges. Abstract 1340, IADR/AADR/CADR 83rd General Session, March 9-12, 2005.
- [81] Kappert HF. Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. *Zahnärztl Mitt* 93, 802-806, 2003.
- [82] Kaqueler J, Weiss MB. Plaque accumulation on dental restorative materials. *J Dent Res* 49, 1970, IADR-Abstract 615.
- [83] Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 6, 536- 541, 1989.
- [84] Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81(6), 652-661, 1999.
- [85] Kerler T. In-vitro-Untersuchung zum Einfluss der Verblendkeramik auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen. Zahnmed Diss der Ludwig-Maximilians-Universität zu München 2005.
- [86] Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 36, 141-147, 2005.
- [87] Kern M, Douglas W H, Fechtig T, Strub J R, De Long R. Fracture strength of all-porcelain, resin- bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 21, 117, 1993.

- [88] Kim J W, Bhowmick S, Hermann I., Lawn B R. Transverse fracture of brittle bilayers: Relevance to failure of all- ceramic dental crowns. J Biomed Mater (Res B) Appl Biomater, 2006.
- [89] Klein A. Systematische Untersuchungen über die Periodontalbreite. Z Stomatol 26, 417-439, 1928.
- [90] Klötzer WT. Biokompatibilität zahnärztlicher Materialien, Teil 1: Substanzen in Dentinkontakt. Dtsch Zahnärztl Z 44, 822-825, 1989.
- [91] Kohorst P. Experimentelle In-vitro-Untersuchung zur Belastbarkeit viergliedriger Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid. Medizinische Hochschule Hannover, Dissertation, 2007.
- [92] Koh YH, Kong YM, Kim S, Kim HE. Improved low-temperature environmental degradation of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals by surface encapsulation. J Am Ceram Soc 82, 1456-1458, 1999.
- [93] Kosmač T; Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dental Materials 15, 426-433, 1999.
- [94] Krejci I, Lutz F: In- vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in- vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445, 1990.
- [95] Kronfeld R. Histologic Study of the Influence of Functions on the Human Periodontal Membrane. J Am Dent Ass 18, 1242, 1931.
- [96] Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during aging of transformation-toughened ZrO_2 - Y_2O_3 materials at 250°C. J Am Ceram Soc 69, 237-240, 1986.
- [97] Lee SK, Tandon R, Readey MJ, Lawn B. Scratch damage in zirconia ceramics. J Am Ceram Soc 83, 1428-1432, 2000.
- [98] Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die zahnärztliche Propädeutik. Urban&Fischer Verlag, München, 9. Aufl, 2002.
- [99] Li JF, Watanabe R. Influence of a small amount of Al_2O_3 addition on the transformation of Y_2O_3 -partially stabilized ZrO_2 during annealing. J Mater Sci 32, 1149-1153, 1997.
- [100] Li J, Zhang L, Shen Q, Hashida T. Degradation of yttria stabilized zirconia at 370 K under a low applied stress. Mater Sci Eng, A297, 26-30, 2001.

- [101] Little DA, Graham L. Zirconia: Simplifying esthetic dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 25, 490-494, 2004.
- [102] Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In-vitro examination of adhesively bonded partial prosthetics made by the fibre-reinforced Vectris-Targis system in comparison to InCeram. *Europ J of Prost and Rest Dent* 6(2), 55-62, 1998.
- [103] Luthardt RG, Holzhütter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects of Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 20(7), 655-662, 2004.
- [104] Luthardt R, Holzhütter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 81, 487-491, 2002.
- [105] Luthardt R, Holzhütter M, Sandkuhl O, Herold V, Walter M. Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 785-789, 2000.
- [106] Luthardt RG, Rieger W, Musil R. Grinding of zirconia-TZP in dentistry CAD/CAM technology for the manufacturing of fixed dentures. *Bioceramics* 10, Proceedings of the 10th International Symposium on Ceramics in Medicine, Oct 5-8, Elsevier Science Ltd, 437-440, 1997.
- [107] Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 22(2) 195-200, 2006.
- [108] Mackert JR, Evans AL. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in the porcelains. *J Dent Res* 70, 137-139, 1992.
- [109] Maier HR. Leitfaden Technische Keramik, Werkstoffkunde II, Keramik. Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, 1991, 2.Aufl.
- [110] Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzteverlag, Köln, 5. Aufl, 2005.
- [111] Marx R. Auswahl der Werkstoffe, In: Kerschbaum T (Hrsg): Adhäsivprothetik. Urban&Schwarzenberg, München, 1990.
- [112] Marx R, Weber M, Jungwirth F, Fischer H. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 56, 90-98, 2001.
- [113] Matsui M, Soma T, Oda L. Stress-induced transformation and plastic deformation for Y2O3-containing tetragonal zirconia polycrystals. *J Am Ceram Soc* 69, 198-202, 1986.

- [114] McLean JW, Hughes TH, The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit Dent J* 119, 251-267, 1965.
- [115] Meier M, Fischer H, Richter EJ, Maier HR, Spiekermann H. Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 295-299, 1995.
- [116] Mitra N, Vijayan K, Bai P, Biswas SK. Phase transformation introduced by mechanical and chemical surface preparation of tetragonal zirconia polycrystals. *J Am Ceram Soc* 76, 533-535, 1993.
- [117] Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM. *Quintessence Int* 27, 821-828, 1996.
- [118] Monsenego G, Burdairon G, Clerjaud B. Fluorescence of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 69, 106-113, 1993.
- [119] Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 65, 993-997, 1986.
- [120] Mühlemann HR. Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. *Schweiz Monatsschrift Zahnheilk* 61, 1-67, 1951.
- [121] Munz D, Fett T. Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer, Berlin-Heidelberg, 1989.
- [122] Niedermeier W. Die Desmodontometrie – ein neues Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit, II, Reproduzierbarkeit der Methode und physiologische Einflüsse auf das Messergebnis. *Dtsch Zahnärztl Z* 42, 1021-1027, 1987.
- [123] Niedermeier W, Kühlwein J. Die Desmodontometrie – ein neues Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit, IV, Die Beziehung zwischen statischer und dynamischer Zahnbeweglichkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 985-993, 1988.
- [124] Nishimura M, Miura H, Suzuki M, Morikawa O, Yoshida K, Matsumura M. Bond strength of porcelain to yttria-stabilized tetragonal zirconia framework. *IADR*, 1829, 2004.
- [125] Ödmann P, Andersson V. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 14(6), 504-509, 2001.
- [126] Okabe T, Kido M, Miyahara T. Fatigue fracture behavior of oxide ceramics in water. *Eng Fract Mech* 48, 137-146, 1994.

- [127] O'Leary T. Tooth Mobility. Dent Clin North Amer 13, 567, 1967.
- [128] Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 67, 325-327, 1992.
- [129] Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res 39, 608, 1960.
- [130] Pauli C. Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. ZWR 105, 626, 1996.
- [131] Pfeiffer P, Marx R. Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 782-786, 1989.
- [132] Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent 30(3), 382-388, 2005.
- [133] Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing?. Clin Oral Investig 6(4), 189-197, 2002.
- [134] Pospiech P, Notdurft, FP. Long-term behavior of zirconia-based bridges: three-years result. J Dent Res 83, 2004: Spec Iss B, Abstract 0230.
- [135] Pröbster L, Groten M. Vollkeramische Restaurationssysteme für die zahnärztliche Praxis. Aesthetische Zahnmedizin 9, 8-15, 2006.
- [136] Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacher R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilized zirconia under uniaxial loading. J Eur Ceram Soc 21, 2229- 2241, 2001.
- [137] Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. Bull Am Ceram Soc 55, 717-721, 1976.
- [138] Rinke S. Clinical performance of conventionally luted zirconia-based single crowns (Cercon System) – 2 years results. Abstract number 39, 10th Meeting of the International College of Prosthodontists, Halifax, 2003.
- [139] Rinke S, Jenatschke R. Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestorationen auf Zirkonoxidbasis – Zwei klinische Falldarstellungen. Quintessenz 52, 1151-1159, 2001.
- [140] Ritter JE, Laporte RP. Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass. J Am Ceram Soc 58, 265-267, 1975.

- [141] Ritter JE, Vigedomine M, Breder K, Jakus K. Dynamic fatigue of intended soda-lime glass as a function of temperature. *J Mater Sci* 28, 2868-2872, 1985.
- [142] Rosentritt M. A Focus on zirconia – an in-vitro lifetime prediction of zirconia dental restorations. Dissertation, 2008.
- [143] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all- ceramic fixed- partial dentures. *Dent Mater* 22, 176, 2006.
- [144] Rosentritt M, Hahnel S, Gröger G, Mühlfriedel B, Bürgers R, Handel G. Adhesion of *Streptococcus mutans* to various dental materials in a laminar flow chamber system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*;86(1):36-44, 2008.
- [145] Rosentritt M, Behr M, Land R, Kleinmayer S, Handel G. Fracture strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 80 (Spec Iss A), 57 (Abstract 174), 2001.
- [146] Rosentritt M, Behr M, van der Zel J M, Feilzer A J: Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*, 2008.
- [147] Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Behr M, Scharnagl P, Handel G. Regensburger Kausimulator. Apparatur zur Simulation des Kauorgans. *Materialprüfung* 39/77, 1997.
- [148] Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 13(5), 387-391, 2000.
- [149] Rosentritt M, Reill M, Naumann M, Nowak A, Handel G. Strength Investigation of Artificial Substitutes for Human Teeth in In-vitro studies. *Int J Prosthodont* 22(1), 151-153, 2009.
- [150] Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G: Approach for the significance of laboratory simulation. *J Dent*, 2008.
- [151] Rothbrust F. IPS E.max ZirCAD: Werkstoff Zirkoniumoxid – “Das weisse Gold”. Report Nr. 17, Ivoclar Vivadent, 2006.
- [152] Rothbrust F, Keutschegger W, Schweiger M, Rheinberger V. Influence of surface-treatment on strength and veneering of CAD/CAM 3Y-TZP. IADR Meeting Brisbane, June 28- July 1, 2006, Australia, Abstract, 1964.
- [153] Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramics. *J Dent Res* 80 (Spec Iss A), 57 (Abstract 173), 2001.

- [154] Rudolph H, Luthardt RG. Vollkeramische Restaurationen. Zahnmedizin up2date 5, 411-424, 2008.
- [155] Rupp NW, Venz S, Cobb N. Sealing the gingival margin of composite restorations. J Dent Res 62 (Spec Iss) 254 (Abstract 765), 1983.
- [156] Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler IJ, Schärer P, Hämmerle CHF. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow up. Quintessence Int 37, 685-693, 2006.
- [157] Sailer I, Lüthy H, Feher A, Schumacher M, Schärer P, Hammerle CHF. 3 year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by Direct ceramic machining (DCM). IADR/CED, 74, 2003.
- [158] Schärer P. Ein CAM-System zur Herstellung von Gerüsten aus Zirkonoxid. Zahnärztl Mitt 92, 1662-1664. 2002.
- [159] Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G. Simulation of physiological tooth mobility in-vitro stress examination of dental restorations in the masticator. J Dent Res 77, 1260, 1998.
- [160] Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures – a clinical-experimental study. J Prosthet Dent 80, 330-336, 1998.
- [161] Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. Urban&Fischer, Elsevier GmbH, München, 1.Aufl, 2005.
- [162] Schroeder HE. Orale Strukturbiologie. Thieme Verlag, Stuttgart, 5. Aufl. 2000.
- [163] Schulle W, Ullrich B. Möglichkeiten der Herstellung von synthetischen keramischen Rohstoffen und ihre Anwendung in der Keramik. Silikattech 36, 22-24, 1985.
- [164] Schweiger M. Zirkoniumoxid – Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. Ästhetische Zahnmedizin 5, 248-257, 2004.
- [165] Seghi RS, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 8, 239-246, 1995.
- [166] Selbeck B. In-vitro-Bruchfestigkeit und Randqualität von CAD/CAM gefertigten Zirkoniumdioxid-Brücke. Universität Regensburg, Dissertation, 2007.
- [167] Sørensen JA. A rationale for comparison of plaque retaining properties of crown systems. J Prosthet Dent 62, 264-269, 1989.

- [168] Spierings TAM, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* 66, 1336-1339, 1987.
- [169] Starling LB, Cook SD, Anderson RC, Thomas KA. Materialbelastungen in keramischen Restaurationen. *Philip J* 5, 207-214, 1986.
- [170] Stevens R. Engineering properties of zirconia, In: *Engineered materials handbook*. ASM International Vol 4, USA, 1991.
- [171] Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. *Curriculum Prothetik Band 2*. Quintessenz, Berlin, 615-626, 2005.
- [172] Sumita S, Rhine WE, Bowen HK. Effects of organic dispersants on the dispersion, packing, and sintering of alumina. *J Am Ceram Soc* 74, 2189-2196, 1991.
- [173] Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 31, 682, 2004.
- [174] Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA – the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 4(3), 195-206, 2001.
- [175] Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoescheler H. Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. *J Dent Res* 80 (Spec Iss A), 149 (Abstract 910), 2001.
- [176] Thaller C. In- vitro Vergleich der Bruchfestigkeit und Randschlussverhalten von CAD- CAM- gefertigten Zirkoniumdioxidkronen, lasergesinterten und gegossenen Metallkeramikronen. *Dissertation*, Regensburg, 2008.
- [177] Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 73, 1824-1832, 1994.
- [178] Tietz HD. *Technische Keramik, Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung Prüfung*. VDI-Verlag, Düsseldorf, 1994.
- [179] Tinschert J. Erste klinische Langzeiterfahrung mit vollkeramischen Brücken aus DC-Zirkon. 31. Jahrentagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie 2002.

- [180] Tinschert J, Götzen N, Natt G, Spiekermann H. Probleme der residualen Festigkeit von vollkeramischen Restaurationen und deren Kompensation. Vortrag auf der 55. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Berlin, 2005.
- [181] Tinschert J, Marx R. Klinische Bewertung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen Methoden. Stomatologie 97, 7, 1997.
- [182] Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55, 610-616, 2000.
- [183] Tinschert J, Natt G; Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücke aus DC-Zirkon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 60, 435-445, 2005.
- [184] Tinscher J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina- and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. Int J Prosthodont 14(3), 231-238, 2001.
- [185] Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA. Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. J Biomed Mater Res Part B, Appl Biomater 80B, 317-321, 2007.
- [186] Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien, Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 1. Aufl. 2007.
- [187] Tinschert J. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zu vollkeramischen Kronen und Brücken aus Hartkern-Systemen. Habilitationsschrift, Aachen, 2002.
- [188] Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspat-, leucite-, mica- and zirconia-based Ceramics. J Dent 28, 529-535, 2000.
- [189] Tolstorf C. Konsistenzuntersuchungen an vier zahnärztlichen Zinkphosphatzementen in Abhängigkeit von Anmischmenge, Mischzeit und Belastungszeitpunkt nach Mischbeginn. Zahnmed Diss, FU Berlin, 1988.
- [190] Vollmann M. The innovative DeguDent all-ceramic system: benchmark for zirconia processing. 7, 279-291, 2004.

- [191] Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminium oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. Swed Dent J Suppl, 1-69, 2005.
- [192] Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (InCeram) FPDs. Int J Prosthodont 14(4), 379-384, 2001.
- [193] Weber W, Rieger W. „Key Engineering Materials“. Vols. 192-195, 929-932, 2001.
- [194] Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability. J Appl Mech 18, 293-297, 1951.
- [195] Westwood ARC, Latanision RM. Environment-sensitive machining behavior of nonmetal (Rebinder effect in machining ceramics). Science of ceramic machining and surface finishing, NBC Spec Pub 348, 141-155, 1972.
- [196] Wiederhorn SM. Moisture assisted crack growth in ceramics. Int J Fracture Mech 4, 171-177, 1968.
- [197] Wiskott A. Vollkeramik – voll im Kommen!, Versagensmodus vollkeramischer Versorgung. Schweiz Monatsschr Zahnmed Vol 115, 1259-1262, 2005.
- [198] Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS. The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronary restorations to lateral fatigue loading. Int J Prosthodont 12(3), 255-262, 1999.
- [199] Wohlwend A, Schärer P. Die Empress-Technik – ein neues Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen, Inlays und Facetten. Quintessenz Zahntech 16, 966-978, 1990.
- [200] Wolfahrt M, Lehmann F, Wolfart S. Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater 23, 45-50, 2007.
- [201] Yamamoto M. Metallkeramik. Quintessenz, Berlin, 1986.
- [202] Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. J Mater Sci Lett 6, 465-457, 1987.
- [203] Zembic I, Lüthy H, Schumacher M, Schärer P, Hämmerle CHF. 2-and 3-year results of zirconia posterior fixed partial dentures, made by direct ceramic machining (DCM). Eur Cells Mat 3, 38, 2002.
- [204] Zhang Y, Lawn B. Long-term strength of ceramics for biomedical application. J Biomed Mater Res 69B, 166-172, 2004.

- [205] Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 71, B381-386, 2004.

9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1: Die drei Kristallphasen des Zirkoniumdioxides	S. 8
Abb. 2: Präparationsempfehlungen	S. 30
Abb. 3: Cercon eye	S. 31
Abb. 4: Cercon brain	S. 31
Abb. 5: Cercon base	S. 31
Abb. 6: Cercon heat	S. 32
Abb. 7: Sauerstoffbrücken zwischen Zirkonoxid und Verblendkeramik	S. 34
Abb. 8: Ausgebettete Antagonistengerüste	S. 41
Abb. 9: Fertiggestellter Antagonist	S. 41
Abb. 10: Dublierter Zahnstumpf mit zementierter Krone	S. 42
Abb. 11: Zirkonoxidgerüst	S. 43
Abb. 12: Verblendete Krone	S. 45
Abb. 13: Schematische Darstellung der beweglichen Sockelung	S. 47
Abb. 14: Beweglich gesockelter Zahnstumpf	S. 47
Abb. 15: Krone vorbereitet für Kausimulation	S. 48
Abb. 16: Regensburger Kausimulator	S. 49
Abb. 17: 3D-Scanner	S. 51
Abb. 18: 3D-Scan vor Kausimulation	S. 52
Abb. 19: 3D-Scan nach Kausimulation	S. 52
Abb. 20: REM-Bild von Chipping, Darstellung der Defektvermessung	S. 54
Abb. 21: Chipping distal	S. 55

Abb. 22: Chipping okklusal	S. 55
Abb. 23: Darstellung der Frakturtypen	S. 56
Abb. 24: Vergleichende Darstellung der Defekthöhen, -breiten, -flächen (d=distal, l=lingual, dv=distovestibulär, dl=distolingual)	S. 63
Abb. 25: REM-Bild, Darstellung der typischen Defektausbreitung; A=Krafteinwirkung, Defektursprung, B=Defektausbreitung, C/D=Haltelinien (arrest lines), E=Kompressionswirbel („compression curls“)	S. 65
Abb. 26: REM-Bild, Serie 1, Chipping distal	S. 66
Abb. 27: REM-Bild, Serie 2, Chipping distal	S. 66
Abb. 28: REM-Bild, Serie 3, Chipping distal und distovestibulär	S. 66
Abb. 29: REM-Bild, Serie 4, Chipping distal	S. 67
Abb. 30: REM-Bild, Serie 5, Chipping distal	S. 67
Abb. 31: Schematische Darstellung der Gerüstform und der daraus resultierenden Verblendschichtstärke, Auftreffen des Antagonisten auf die Krone	S.75

10. TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1: Eigenschaften von Zirkonoxid	S. 10
Tab. 2: WAK-Werte von Schmelz, Dentin und zahnärztlichen Werkstoffen	S. 17
Tab. 3: Zusammensetzung von Dentalkeramiken	S. 18
Tab. 4: Verarbeitungsmöglichkeiten für vollkeramische Systeme	S. 25
Tab. 5: Cercon System-Komponenten	S. 29
Tab. 6: Indikationsbereiche zahnärztlicher Zemente	S. 37
Tab. 7: Schema zum Versuchsablauf	S. 40
Tab. 8: Dimensionierung der Gerüste	S. 44
Tab. 9: Dimensionierung der Verblendung	S. 46
Tab. 10: Defektstellen Serie 1 (3D-Darstellung; d=distal, dv=distovestibulär, dl=distolingual)	S. 58
Tab. 11: Defekte Serie 2 (3D-Darstellung; d=distal, dl=distolingual)	S. 59
Tab. 12: Defekte Serie 3 (3D-Darstellung; dv=distovestibulär, dl=distolingual)	S. 60
Tab. 13: Defekte Serie 4 (3D-Darstellung; d=distal)	S. 61
Tab. 14: Defekte Serie 5 (3D-Darstellung; dl=distolingual, l=lingual, dv=distovestibulär, d=distal)	S. 62

11. MATERIALVERZEICHNIS

Material	Hersteller
Wachsdraht	Yeti Dental, Engen, D
GC Stellavest	GC Europe NV, Leuven, Bel
Wirobond LFC	BEGO, Bremen, D
Cercon Ceram Kiss	DeguDent, Hanau, D
Duceragold Kiss	DeguDent, Hanau, D
Palapress Vario	Hereaus Kulzer, Hanau, D
Variolink II	Ivoclar/Vivadent AG, Schaan, FL
Cercon smart ceramics	DeguDent, Hanau, D
Cercon base	DeguDent, Hanau, D
Cergo press (Keramikofen)	Degussa GmbH, Essen, D
Stratos (Keramikofen)	Elephant Dental GmbH, Hamburg, D
Impregum Penta	3M-ESPE, Seefeld, D
Permadyne Penta H/L	3M-ESPE, Seefeld, D
Permadyne Garant 2:1	3M-ESPE, Seefeld, D
Harvard Zement	Harvard Dental International GmbH, Hoppe- garten, D
Deguform	DeguDent, Hanau, D
Palavit G	Hereaus Kulzer, Hanau, D
S-U-Ästhetikwachs beige	Schuler Dental, Ulm, D
HS-CADCAM Scan spra	Henry Schein Inc., Melville, USA

NSK Presto Aqua (Aqua Luftturbine)	NSK, Kanuma, J
Polyether-Adhäsiv	3M-ESPE, Seefeld, D
Tewestone (synthet. Superhartgips)	Kettenbach Dental, Eschenburg, D
Kausimulator/Thermocycling-Anlage	1997 Rosentritt, Regensburg, D
Moldano Kl. III (Blaugips)	Hereaus Kulzer, Wehrheim, D
Laserscan 3D Pro	Willytec GmbH, Gräfelfing, D
S-U-Tauchwachs, 85°C	Schuler-Dental, Ulm, D
Rencast CW 2215	Huntsman, Utah, USA
Ren HY 5162	Göbl/Pfaff, Karlskron, D
Morita Zahn 46	Morita, Dietzenbach, D

12. DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. G. Handel möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und für die finale Korrektur der Dissertation danken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Dipl. Ing. (FH) M. Rosentritt für seine wertvollen Ratschläge, die sorgfältige Korrektur und die wertvollen Hinweise bei der Verfassung des Manuskripts, sowie die freundliche und ausdauernde Betreuung während der gesamten Arbeit.

Ebenfalls ein Dankeschön an Frau S. Schneider-Feyrer für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.

Herrn ZTM P. Höpfl, Herrn ZTM M. Stemmer, Frau G. Karch sowie allen nicht namentlich erwähnten Personen möchte ich für ihre Unterstützung und Hilfestellung während der praktischen Arbeit im Labor danken.

13. LEBENS LAUF

Persönliche Daten:

Name: Steiger Daniela

Geburtsdatum und -ort: 08.01.1985 in Landau a. d. Isar

Familienstand: ledig

Schulische Ausbildung:

1991-1995: Bischoff Riccabona Volksschule Wallersdorf

1995-2004: Gymnasium Landau a. d. Isar
Abschluss: Abitur

Studium:

Oktober 2004: Beginn des Zahnmedizinstudiums
Universität Regensburg

Oktober 2005: Vorphysikum
Universität Regensburg

April 2007: Physikum
Universität Regensburg

November 2009: Zahnmedizinisches Staatsexamen
Universität Regensburg

Berufstätigkeit:

Februar 2010: Vorbereitungsassistent bei Dr. Hame in Mühldorf
am Inn